



HAL
open science

Restauration fonctionnelle de la posture et de la marche : vers la coordination des membres valides et déficients

Rodolphe Héliot

► **To cite this version:**

Rodolphe Héliot. Restauration fonctionnelle de la posture et de la marche : vers la coordination des membres valides et déficients. Automatique / Robotique. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2007. Français. NNT: . tel-00196068

HAL Id: tel-00196068

<https://theses.hal.science/tel-00196068>

Submitted on 12 Dec 2007

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.

INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

No. attribué par la bibliothèque

/ / / / / / / / / / /

T H E S E

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'INP Grenoble

Spécialité : Signal Image Parole Télécom

préparée aux laboratoires : CEA - LETI & INRIA Rhône-Alpes

dans le cadre de l'École Doctorale : **EEATS**

présentée et soutenue publiquement

par

Rodolphe Héliot

le 26 Octobre 2007

Titre :

**Restauration fonctionnelle de la posture et de la marche :
vers la coordination des membres valides et déficients**

Directeur de thèse : Bernard ESPIAU

Co-encadrant : Dominique DAVID

JURY

M. Jean-Marc CHASSERY	Président
M. Tadej BAJD	Rapporteur
M. Auke IJSPEERT	Rapporteur
M ^{me} Jocelyne TROCCAZ	Examineur
M. Bernard ESPIAU	Directeur de thèse
M. Dominique DAVID	Co-encadrant
M ^{me} Christine AZEVEDO-COSTE	Membre invité

Remerciements

Qu'il me semble difficile d'exprimer en quelques mots la gratitude que j'éprouve envers toutes les personnes qui m'ont accompagné au long de ces trois années de thèse ! Je me lance. . .

Tout d'abord, je souhaite remercier les membres de mon jury : Jean-Marc Chassery, Jocelyne Troccaz et plus encore Auke Ijspeert et Tadej Bajd qui ont accepté de jouer le rôle des rapporteurs, et dont les remarques et suggestions m'ont beaucoup apporté. J'ai plus qu'apprécié les discussions soulevées par le jury lors de la soutenance, et je garderai de celle-ci un excellent souvenir.

Surtout, je tiens tout particulièrement à remercier mon encadrement. Je suis aujourd'hui totalement convaincu que les personnes avec qui l'on travaille sont un élément clé de l'épanouissement -et de la réussite- professionnel, et ceci est peut être encore plus marqué qu'ailleurs dans le monde de la recherche. Tant pour leurs qualités humaines que scientifiques, mes trois encadrants sont justement pour moi des exemples de réussite.

Merci à toi, Bernard, pour ta gentillesse et ta disponibilité, tes conseils toujours avisés. Merci aussi d'avoir partagé avec moi ton recul scientifique simplement époustouflant.

Merci à toi, Dominique, pour nos discussions, et surtout pour tes points de vue radicalement différents : les choses prennent sous ton éclairage des significations nouvelles et originales.

Merci à toi, Christine, pour ton inaltérable bonne humeur, ton implication dans tes recherches, et tes coups de pouce quotidiens.

Merci à toutes les personnes qui ont contribué d'une manière ou d'une autre à l'avan-



cée de ces travaux, et en particulier à mes collègues du CEA et de l'INRIA. Une mention spéciale pour Roger : on se prend une « demi-journée[©] » pour bosser ensemble quand tu veux !

Merci également à tous ceux et celles que j'ai pu côtoyer pendant ces 3 années. Vous êtes trop nombreux pour être tous cités, mais soyez certains que je n'oublie personne : collègues de bureau (pour les délires en tout genre), de couloir, de bâtiment, de centre, et même d'ailleurs.

Merci à Balthasar van der Pol (Utrecht, 27 janvier 1889 - Wassenaar, 6 octobre 1959) pour son oscillateur, et à Antoine Augustin Parmentier (Montdidier, 17 août 1737 - Paris, 17 décembre 1813) pour ses pommes de terre. Les contributions conjuguées de ces deux scientifiques de renom ont permis l'avènement d'un nouveau champ de recherche, les patatoïdes, dont les innombrables ramifications sont encore loin d'être toutes explorées.

Merci à ceux qui m'entourent, famille et amis, depuis plus de 26 ans maintenant.

Merci au chocolat d'exister.

Merci à la vie d'être aussi belle.

Avant-propos

Cette thèse a été préparée au sein de deux laboratoires grenoblois, l'INRIA Rhône Alpes, sous la direction de Bernard Espiau, et le CEA - LETI, sous la direction de Dominique David. La forte volonté de collaboration existant entre ces deux centres de recherche a permis d'élaborer un programme de recherche dépassant largement le cadre de cette thèse, et surtout de créer un environnement extrêmement favorable à l'exécution de cette recherche. Les principaux domaines d'activité du CEA - LETI (Laboratoire d'Électronique et de Technologies de l'Information) s'étendent des micro et nano-technologies jusqu'à la conception des systèmes, en passant par le traitement de l'information ; ses champs d'applications concernent les communications, les objets nomades, la biologie et la santé. L'INRIA (Institut National de Recherche en Informatique et Automatique) est un institut de recherche spécialisé dans les sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC). Ses recherches se déclinent autour de 5 pôles majeurs : systèmes communicants, cognitifs, symboliques, numériques, et biologiques. L'INRIA Rhône-Alpes possède une grande expérience dans les domaines de la biomécanique et de la synthèse de la marche ; ses travaux ont été illustrés au travers du robot bipède marcheur BIP dont les caractéristiques des membres inférieurs sont anthropomorphes.

Rapidement, au vu du thème de recherche abordé, une collaboration d'une importance décisive s'est mise en place avec l'équipe DEMAR (DÉambulation et Marche ARTificielle) de Montpellier, qui développe depuis quelques années des modèles et des systèmes pour l'électro-stimulation fonctionnelle. Plus particulièrement, une étroite collaboration s'est mise en place avec Christine Azevedo. Ses thématiques de recherche sont centrées autour du contrôle artificiel du mouvement humain, et bénéficient de son expérience dans le contrôle de la marche robotique acquise au cours de sa thèse effectuée quelques années plus tôt à l'INRIA Rhône-Alpes. Par le biais de ce premier lien, un second lien a été créé avec le Pr. Dejan Popović, dont l'expertise dans le domaine de la restauration du mouvement des patients handicapés est largement reconnue au sein de la communauté scientifique. Un séjour de 3 mois



au SMI (Sensory-Motor Integration laboratory), à Aalborg (Danemark) a permis de sceller cette collaboration et d'effectuer les observations cliniques indispensables à ces travaux.

Naturellement, chaque environnement, chaque personne, a influencé à sa manière le déroulement de ces trois années de thèse. Les travaux présentés ici sont donc résolument interdisciplinaires, partant de la micro-électronique pour adresser des problématiques biomédicales, s'appuyant sur des outils venant de l'automatique ou de l'informatique pour réaliser la synthèse d'un système. Il convient alors de souligner un point important : dans cette thèse, tous ces aspects sont regroupés derrière une problématique commune, à savoir le traitement de signal. Fondamentalement, le but premier de ces recherches est de proposer des méthodes d'extraction de l'information, cette information étant contenue dans un signal capteur dont on cherche à interpréter le sens dans le cadre de la restauration des mouvements. Ce manuscrit adopte donc volontairement le point de vue du traiteur du signal, qui se situe à l'intersection des préoccupations des deux laboratoires d'accueil que sont le CEA et l'INRIA. Toutefois, les acteurs des autres disciplines impliquées dans ces travaux devraient aussi y trouver des liens forts avec leurs préoccupations.

Introduction

Why do plants not have brain ? The answer is actually quite simple : they don't have to move.

Daniel Wolpert

Cette réponse d'une désarmante simplicité¹ laisse en réalité sous-entendre l'extraordinaire complexité d'une autre question, celle du contrôle du mouvement. Il s'agit en effet de planifier puis de coordonner les actions de nombreux muscles et articulations afin de réaliser la tâche souhaitée, tout en étant capable de s'adapter rapidement aux changements de l'environnement. Chez l'homme, il faut en plus assurer la stabilité rendue non triviale du fait de sa bipédie.

Lorsque ce contrôle du mouvement est affecté par un traumatisme ou une maladie, la personne peut se retrouver en situation de handicap, dans laquelle une partie du corps est partiellement ou totalement paralysée. Selon la nature et la sévérité du handicap, il est possible de faire appel à des dispositifs de rééducation ou de suppléance fonctionnelle. Ces systèmes vont chercher à contrôler de manière artificielle les membres qui ne sont plus sous contrôle volontaire du patient. Plus particulièrement, on s'intéressera à la technique d'électro-stimulation fonctionnelle, qui consiste à activer directement les muscles à l'aide de courants électriques. Les applications envisagées concernent la restauration du mouvement pour des déficiences motrices touchant les membres inférieurs. Une partie du corps est alors toujours sous influence volontaire de la personne, et il faut chercher à optimiser l'interaction entre les systèmes de contrôle naturel et artificiel du mouvement.

Le point-clé pour la réussite de ces applications est bien sûr de comprendre au mieux les déterminants du contrôle du mouvement humain pour mieux les prendre en compte lors de la synthèse du système artificiel (chapitre 1), mais également d'équiper l'homme de capteurs afin d'intégrer les informations disponibles dans la

¹mais qui pourrait prêter à controverse, cette frontière entre végétaux et animaux devenant floue chez les organismes de très petite taille.



boucle de contrôle. Nous proposons d'utiliser des micro-capteurs de mouvement, donnant une information riche et fiable sur celui-ci (chapitre 2), pour réaliser la fermeture de cette boucle (voir figure 1).

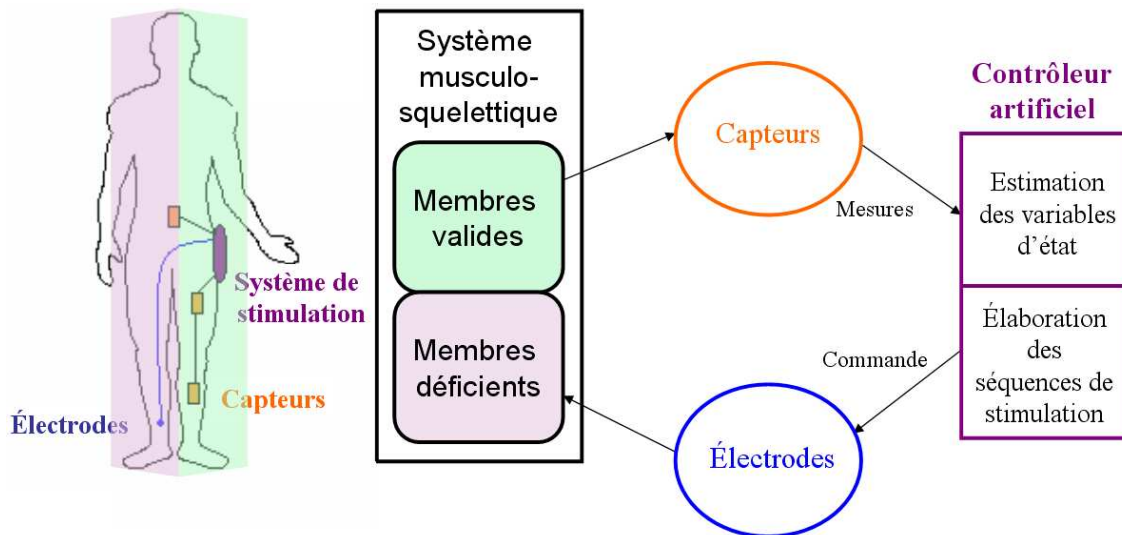


FIG. 1 – Illustration de la boucle de contrôle que nous cherchons à fermer à l'aide des capteurs de mouvement : le patient lui-même est à l'origine de la fermeture de cette boucle.

Afin de replacer le patient au centre du contrôle du mouvement, nous allons chercher à **observer les parties valides du corps pour améliorer le contrôle des membres déficients**. Il s'agit de rétablir la coordination entre les membres valides et déficients, tout en proposant un rôle actif au patient. Pour optimiser l'interaction entre le contrôleur artificiel et le contrôleur naturel, deux niveaux de collaboration sont envisagés :

1. identifier au plus tôt le mouvement que le patient souhaite effectuer
2. estimer des paramètres du mouvement en cours de réalisation

Ces deux points feront l'objet des chapitres 3 et 4. Le premier niveau s'appuie sur un ensemble discret, tandis que le comportement du second est celui d'un système continu ; cela implique la mise en place d'une architecture de commande hybride, hiérarchique, permettant d'intégrer ces deux aspects (chapitre 5). Finalement, des exemples concrets d'applications seront proposés au chapitre 6, qui ouvriront la porte à une discussion.

Table des matières

Remerciements	4
Avant-propos	6
Introduction	8
I Restauration fonctionnelle du mouvement : vers la boucle fermée	13
1 Contrôle de mouvement chez l'homme et handicap	15
1.1 Introduction	15
1.2 Contrôle du mouvement chez l'homme	16
1.3 Pathologies du système sensori-moteur	21
1.4 Restauration artificielle du mouvement	23
1.5 Conclusion	30
2 Les centrales d'attitude	31
2.1 Introduction	31
2.2 Théorie	33
2.3 Résultats	39
2.4 Délai de détection d'un mouvement	42
2.5 Conclusion	45
Thèse défendue	47
II Deux niveaux de coordination	51
3 Suivi d'un mouvement en cours	53



3.1	Introduction	53
3.2	Le concept du CPG	55
3.3	Methodologie de conception d'un CPG : un exemple en détail	69
3.4	Évaluation de la méthode	76
3.5	Extension de la méthode à un vecteur d'entrée multidimensionnel	85
3.6	Conclusion	91
4	Détection d'intention	95
4.1	Introduction	95
4.2	Reconnaissance de l'initiation d'un mouvement	97
4.3	Transition d'une action à une autre	112
4.4	Conclusion	116
5	Intégration et implémentation	117
5.1	Introduction	117
5.2	Intégration des aspects discret et continu	118
5.3	Une approche de spécification basée sur l'environnement ORCCAD	120
5.4	Un exemple	121
5.5	Vérification	122
III	Applications et discussion	125
6	Applications	127
6.1	Introduction	127
6.2	Lever de chaise chez le patient paraplégique	127
6.3	Téléopération d'un robot bipède	129
6.4	Rééducation de la marche chez le patient hémiparalysé	130
6.5	Évaluation de la performance de marche	135
6.6	Conclusion	138
7	Discussion	141
7.1	Synthèse des contributions	141
7.2	Perspectives	142
7.3	Conclusion	145
	Publications de l'auteur	147
	Bibliographie	149



Annexes	163
A Anatomie des muscles du corps humain	163
B Spécification ORCCAD du lever de chaise	165
B.1 Ressource Physique	165
B.2 Actionneurs	165
B.3 Capteurs	165
B.4 Signaux externes	166
B.5 Modules	166
B.6 Trois tâches de commande	169
B.7 Procedure	171
C Un générateur universel de Patatoïde	175

Première partie

Restauration fonctionnelle du mouvement : vers la boucle fermée

Chapitre 1

Contrôle de mouvement chez l'homme, handicap, et restauration

The loss of a segment of limb implies not only the loss of the purely passive support of the missing segment or its value as mechanical extension of the stump, and the loss of the contractile power of its muscles, but implies as well the loss of all cutaneous and kinaesthetic sensations originating in it.

Norbert Wiener, *Cybernetics*, 1948

1.1 Introduction

Nous allons présenter dans ce chapitre quelques notions de base sur le contrôle du mouvement chez l'homme. Il ne s'agit évidemment pas de décrire de manière extensive les structures physiologiques (une thèse entière n'y suffirait pas!), ni de faire une revue exhaustive des connaissances sur les principes de contrôle utilisés, dont certains sont encore sujets à controverse. Plutôt, on s'attachera à donner quelques points-clé permettant d'appréhender simplement le sujet pour mieux comprendre les causes des handicaps auxquels nous allons nous intéresser, et aussi nous donner des indications sur certains aspects importants du contrôle du mouvement qu'il faudra prendre en compte lorsqu'on envisagera des systèmes de restauration du mouvement (Popović et Sinkjaer, 2003). Ce chapitre est centré sur le contrôle de la posture et de la locomotion, qui forment le sujet de notre étude; certains mouvements, comme les mouvements de saisie par exemple, en sont donc naturellement exclus.



1.2 Contrôle du mouvement chez l'homme

1.2.1 Organes et tissus du contrôle du mouvement

Bases neurales

Le système nerveux¹ est un système en réseau formé des organes des sens, des nerfs, de l'encéphale, et de la moelle épinière. Il coordonne les mouvements musculaires, contrôle le fonctionnement des organes, véhicule les informations sensorielles et motrices vers les effecteurs, et régule les émotions et l'intellect. Chez les vertébrés on distingue traditionnellement le système nerveux central (SNC), composé de l'encéphale et de la moelle épinière, du système nerveux périphérique, comprenant nerfs et ganglions, ainsi que les organes des sens.

Le neurone est l'unité de base du fonctionnement cérébral ; cette cellule est composée de 3 parties principales : le corps cellulaire, les dendrites, et l'axone. Les neurones établissent entre eux des connexions, les synapses, qui transmettent l'information neurale sous forme chimique (sauf quelques rares exceptions), par des molécules appelées neurotransmetteurs. Un neurone reçoit et intègre ces informations par l'intermédiaire des milliers de synapses placées sur ses dendrites ; le résultat de cette intégration est ensuite véhiculé, sous forme de potentiel électrique (le potentiel d'action), le long de l'axone vers un autre neurone ou organe (muscle, par exemple). L'axone est souvent entouré d'une gaine de myéline pour accélérer la transmission nerveuse, relativement lente (de 1 à 100 m/s). Les axones de plusieurs neurones sont regroupés de manière à former les nerfs.

Récepteurs sensoriels

Les récepteurs sensoriels sont indispensables à un bon contrôle du mouvement (Cole et Sedgwick, 1992). De nombreux types de capteurs viennent renseigner le système nerveux sur l'état interne du corps, sur son environnement, ainsi que sur leur interaction.

- Capteurs proprioceptifs :
 - récepteurs musculaires, renseignant sur l'élongation des fibres musculaires
 - récepteurs articulaires, mesurant des positions articulaires
 - organes de Golgi, donnant la force exercée par le muscle sur l'articulation
- Capteurs extéroceptifs :

¹Le lecteur pourra se référer à l'excellent (Kandel *et al.*, 2000) pour tout approfondissement sur le sujet

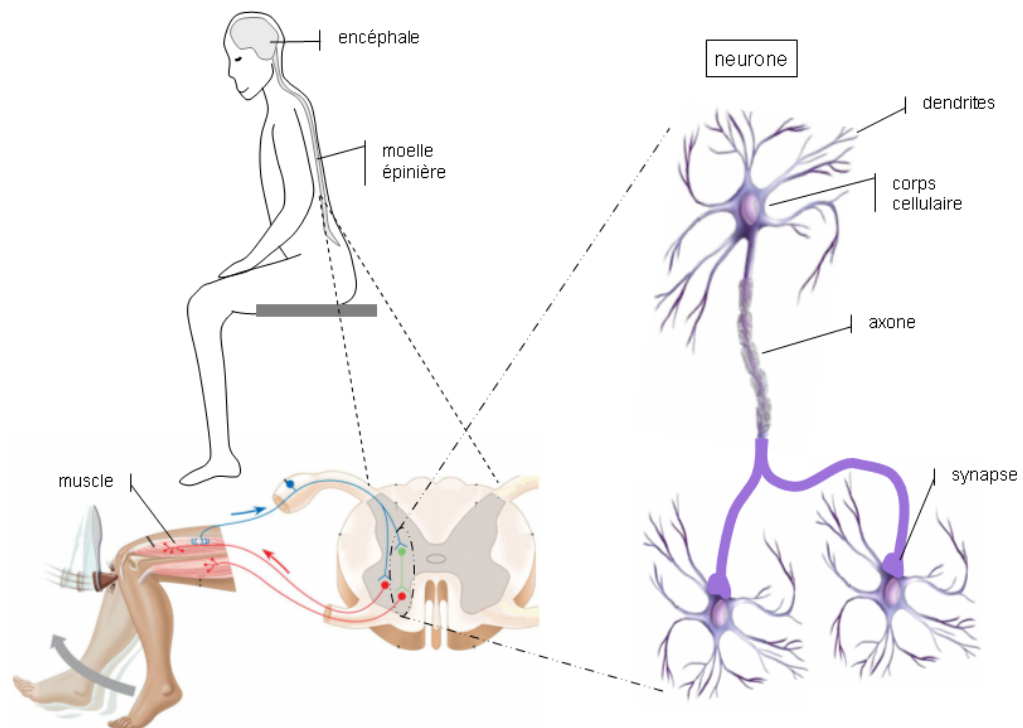


FIG. 1.1 – Neuro-physiologie du contrôle du mouvement chez l'homme.

- récepteurs cutanés, positionnés sur la peau, et mesurant la pression appliquée localement, les frottements, ...
- récepteurs visuels, mesurant le glissement de la scène observée sur la rétine, la position des objets dans l'espace, leur mouvement éventuel, ...
- Autres capteurs : les récepteurs vestibulaires sont placés dans l'oreille interne, et donnent des informations d'accélération, linéaires et angulaires. Associés à la vision (Fitzpatrick *et al.*, 1996), ils permettent au corps humain de se construire une représentation fiable de son orientation dans l'espace.

L'intégration et l'interprétation des informations sensorielles est une composante cruciale du contrôle du mouvement, puisqu'il s'agit de fusionner de nombreuses données sensorielles ; ce processus est largement dépendant de l'action que la personne est en train de réaliser. Les récepteurs peuvent modifier leurs propriétés (sensibilité, par exemple) selon la tâche à réaliser. De même, à chaque contexte seront associées des afférents sensoriels privilégiés (Dietz, 1992).

Système musculo-squelettique

Le système musculo-squelettique humain est constitué du squelette, ensemble d'os reliés les uns aux autres par des articulations, et de muscles, attachés au squelette



par des tendons. Le squelette humain comprend environ 200 os et plus de 300 articulations, animés par plus de 600 muscles dit striés, sous contrôle conscient et impliqués dans la posture et la locomotion (ce qui n'est pas le cas d'autres muscles dits lisses, tels que l'estomac ou la vessie). Les muscles striés peuvent se contracter de manière à créer une force entre leurs deux extrémités. Cette contraction, conséquence d'une commande nerveuse, est créée par des fibres contractiles présentes à l'intérieur du muscle. Les muscles sont dotés de deux types de fibres : des fibres dites « lentes », présentant une bonne endurance à des stimulations répétées, et des fibres dites « rapides » pouvant produire plus de force pendant de courtes impulsions, mais se fatiguant rapidement. Le système nerveux sollicite alors intelligemment ces différents canaux pour effectuer la tâche voulue tout en minimisant la fatigue musculaire. Un muscle ne peut produire de la force qu'en se contractant, et donc ne peut créer de mouvement que dans une seule direction (articulaire). Pour cette raison, les muscles fonctionnent le plus souvent en paire muscle agoniste / muscle antagoniste, l'un étant responsable d'un sens du mouvement, et l'autre du sens opposé. Par exemple, si l'on rapproche l'avant-bras du bras (flexion), le biceps est contracté tandis que le triceps est relâché. A l'inverse, si l'on éloigne l'avant-bras du bras (extension), le triceps est contracté tandis que le biceps est relâché. La coordination de ces groupes de muscles est donc indispensable à la bonne exécution du mouvement.

1.2.2 Principes du contrôle naturel du mouvement

Le contrôle du mouvement doit répondre à des exigences d'une extraordinaire complexité, puisqu'il s'agit d'initier, de coordonner, et de s'assurer de l'action de nombreux muscles afin de réaliser la tâche souhaitée. Ceci implique la coordination des commandes destinées aux différents groupes musculaires (Bernstein, 1967), l'analyse de la position du corps et de la distribution des masses, et l'intégration des différentes contraintes liées à la structure du système (délais de transmission de l'information, limitations des forces pouvant être produites, inerties, ...) (Azevedo *et al.*, 2007a). Le système moteur réussit cette prouesse en séparant les objectifs de contrôle en plusieurs sous-tâches plus facilement réalisables, une structure étant allouée à chacune de ces sous-tâches. Pour pouvoir assurer des tâches complexes, comme maintenir l'équilibre tout en réalisant un mouvement donné, des réseaux sont également placés en parallèle de cette organisation hiérarchique.



Une organisation hiérarchique

Le système nerveux central peut être vu comme un contrôleur hiérarchique, dans lequel une tâche motrice est décomposée en sous-tâches distribuées dans différents sous-systèmes. Le cortex moteur est au plus haut niveau de cette hiérarchie, et conçoit les actions et les stratégies à employer. Le cervelet et le tronc cérébral, situés à un niveau intermédiaire, décident des mouvements à effectuer pour une stratégie donnée. La moelle épinière, au plus bas niveau, assure l'exécution du mouvement et son suivi, à l'aide de boucles locales qui sont entre autres à l'origine des réflexes. Du fait de cette organisation, toutes les commandes en provenance des centres supérieurs sont bien coordonnées et activent les muscles concernés avec une bonne précision temporelle.

Chez de nombreux vertébrés et invertébrés, la moelle épinière contient un réseau nerveux appelé « Central Pattern Generator » (CPG), qui joue un rôle majeur dans la génération des mouvements cycliques. L'existence des CPG a été mise en évidence chez de nombreuses espèces (Cohen *et al.*, 1988 ; Grillner, 1985), dont le chat (Hiebert *et al.*, 1994), et laisse supposer son existence chez l'homme. Sa mise en évidence de manière expérimentale chez l'homme n'est pas évidente ; toutefois, on citera la description de (Calancie *et al.*, 1994) qui rapporte l'observation de mouvements cycliques sur les membres inférieurs d'un patient paraplégique. Également, on peut mentionner le phénomène bien connu du réflexe de marche chez le nouveau-né (Pearson et Gordon, 1999).

Posture et mouvement

La posture peut être définie comme une position du corps capable d'être maintenue pendant une durée relativement longue (Gurfinkel et Levik, 1991), et est caractérisée par l'ensemble des positions articulaires. Une posture donnée sert de référentiel dans lequel le mouvement pourra s'exprimer (Assaiante, 1998). En même temps, l'équilibre n'est pas une fonction isolée et ne peut être séparée du mouvement (Masion, 1998) qui va affecter la posture. Un des problèmes majeurs de l'humain est de maintenir la posture debout, pré-requis indispensable à la marche, et dans laquelle le centre de gravité est placé relativement haut par rapport à la base de support formée par les pieds.

Rôle du tronc Une donnée importante concerne la répartition de la masse entre le tronc et les membres, et leur rôle respectif dans la posture et la locomotion. Le tronc représente plus de 60% de la masse totale du corps humain, et le contrôle de sa



trajectoire est organisé de manière à gérer principalement son équilibre, les membres s'adaptant alors à son mouvement (ou non, ce qui se traduit par une chute). De fait, une chute peut être vue comme la conséquence d'une incapacité des membres à avoir répondu suffisamment rapidement à un déséquilibre plus ou moins inattendu, provoqué par un mouvement du tronc. Le rôle déterminant des jambes dans ce contrôle de l'équilibre consiste à placer les pieds en des endroits judicieusement choisis de manière à créer des appuis propices au maintien de la projection au sol du centre de masse proche de la base de support. Pendant la locomotion bipède, ce problème est encore accentué par le fait que l'ensemble du poids du corps doit être supporté par la seule jambe en appui lorsque l'autre jambe est en phase de vol : la trajectoire du centre de masse est alors gérée de façon dynamique.

Optimiser les tâches posturales

Pour faciliter la résolution du double problème posé par la posture et la locomotion, plusieurs principes de contrôle du mouvement sont mis en place, destinés à optimiser l'exécution des tâches dites posturales, qui nécessitent de conserver un référentiel stable pour le mouvement, et impliquant une gestion de l'équilibre.

Réduire le nombre de variables à contrôler La régulation de la posture et du mouvement implique de contrôler simultanément un grand nombre de degrés de libertés (DDLs) (Bernstein, 1967). Plutôt que de chercher à contrôler chacun de ces DDLs séparément, le SNC va chercher à établir des relations entre les mouvements angulaires impliqués dans l'action que l'on cherche à réaliser : cela permet de réduire le nombre de variables à contrôler. Une hypothèse a donc été émise, selon laquelle le SNC ne chercherait à contrôler qu'un nombre limité de variables (Scholz et Schoner, 1999). Étant donné son importance majeure dans l'équilibre, le centre de masse du corps est généralement considéré comme étant une de ces variables (Reisman *et al.*, 2002).

Construire des répertoires de synergies Il existe un ensemble de stratégies grâce auxquelles l'homme peut maintenir son équilibre, même en présence de certaines perturbations. Un exemple classique est la stratégie adoptée par les chevilles ou les hanches pour compenser une perturbation de l'équilibre du tronc (McIlroy et Maki, 1993). En pratique, une telle stratégie est implémentée par un patron d'activation musculaire (synergie entre muscles). L'existence de ces « cartes motrices » (Neilson et Neilson, 2005) permet elle aussi de réduire le nombre de DDLs à contrôler, simplifiant implicitement le problème de la coordination.



Ajustements posturaux anticipés Nous avons vu précédemment (section 1.2.2) qu'il y a une interaction forte entre la posture et le mouvement. De fait, l'exécution d'un mouvement va entraîner une modification de la posture, rompant éventuellement l'équilibre du corps. Chez l'humain valide, l'amorce des mouvements volontaires est précédée de réponses posturales appelées Ajustements Posturaux Anticipés (APA) (Crenna et Frigo, 1991). Ces activations musculaires anticipées sont destinées à compenser par avance les changements futurs de la posture, de manière à ce que l'équilibre soit maintenu. La nature et les paramètres de ces ajustements dépendent bien évidemment des caractéristiques du mouvement futur ; ainsi (Breniere et Do, 1987) montrent que, lors de l'initiation de la marche, l'amplitude des APA covarie avec la vitesse future de marche.

1.3 Pathologies du système sensori-moteur

De nombreuses pathologies peuvent affecter le système moteur. Étant donnée la complexité de l'organisation du contrôle du mouvement, qui utilise à la fois une architecture hiérarchique et des voies parallèles, leurs conséquences peuvent être extrêmement variables selon leur nature et leur localisation. L'inventaire dressé ci-dessous n'est pas exhaustif, et tend à se focaliser sur deux d'entre elles, la paraplégie et l'hémiplégie, autour desquelles l'ensemble de cette thèse est centré.

- maladies affectant le métabolisme des neurotransmetteurs (exemples : maladie de Parkinson, maladie de Huntington), conduisant à des troubles du mouvement.
- myopathies, affectant les muscles, ayant le plus souvent une origine génétique (exemple : myopathie de Duchenne).
- neuropathies, pouvant affecter soit l'axone, soit la gaine de myéline.
- amputation : parfois nécessaire lorsqu'une partie du corps, souvent une extrémité, a subi un traumatisme important (gelure suite à une exposition prolongée au froid, par exemple), a été coupé ou arraché.
- lésions de la moelle épinière : causées par des traumatismes ou des maladies (sclérose en plaques, par exemple), elles conduisent à une perte partielle ou totale du contrôle du mouvement et des sensations de la partie du corps dont le contrôle passe par des neurones de la moelle épinière situées en dessous de la lésion. L'étendue du handicap dépend donc de la nature et de l'emplacement de la lésion ; plus celle-ci est située en hauteur sur la moelle épinière, plus la zone affectée sera importante. Ainsi, une section au niveau des cervicales aura pour conséquence la tétraplégie (bras et jambes paralysés), tandis qu'une lésion au niveau des vertèbres thoraciques, lombaires ou sacrals mènera à la paraplégie (paralysie des jambes).



Cette paraplégie peut être incomplète ou complète suivant que certaines voies de communication de la moelle épinière restent intactes ou non.

- Accident Vasculaire Cérébral (AVC) : causé par la rupture ou l'occlusion d'un vaisseau sanguin dans le cerveau, il peut conduire à la mort cellulaire des neurones alimentés en oxygène et en glucose par ce vaisseau. Si la zone du cerveau détruite est impliquée dans le système sensori-moteur, l'AVC peut alors causer une hémiplégié, qui se traduit par une paralysie plus ou moins importante du côté contralateral du corps. Une des particularités de l'hémiplégié est la possibilité de rééducation. Grâce à la grande plasticité du système nerveux, le cerveau peut dans certains cas réapprendre à contrôler la partie du corps affectée : c'est une autre zone que celle qui a été détruite qui vient s'impliquer dans le contrôle moteur.

Ces pathologies peuvent entraîner des effets secondaires importants sur l'appareil neuro-musculaire. Ainsi, un neurone dont l'axone a été coupé va rapidement dégénérer, mais va également dans certains cas entraîner la mort cellulaire des neurones avec lequel il partage des synapses. Les muscles paralysés, par exemple suite à une lésion de la moelle épinière, vont s'atrophier, développer moins de force, et perdre leur endurance. Ils vont également être sujets à la spasticité, dont la définition inclut une décroissance de la dextérité ainsi qu'une augmentation des réflexes et de la résistance passive du muscle au mouvement. Lorsqu'on cherche à mettre au point des systèmes de réhabilitation ou de suppléance fonctionnelle, il faudrait bien évidemment prendre en compte tous ces effets. On notera également que certains réseaux du contrôle moteur peuvent rester intacts selon le type et le niveau de pathologie. A titre d'exemple, les boucles réflexes situées dans la moelle épinière sont intactes chez les patients hémiplegiques et paraplégiques.

Évaluation du handicap et analyse du mouvement Pour faciliter la communication entre les différents acteurs de la restauration fonctionnelle, plusieurs systèmes de classification du handicap ont été établis. Mais dans la plupart des cas, ces méthodes d'évaluation ne proposent pas d'estimation chiffrée, rendant difficile l'évaluation d'un dispositif ou d'un traitement. De plus, elles sont très dépendantes de l'expérience du praticien qui va effectuer le test, et les résultats obtenus sont donc subjectifs. Au moins permettent-elles de classer plus ou moins subjectivement le degré de dysfonctionnement. Parallèlement, les résultats des études cinématiques et dynamiques menées par (Winter, 1990) établissent des mesures de la performance motrice, mais ne sont pas des méthodes d'évaluation du (dys)fonctionnement.

A partir d'observations chez le sujet valide, (Winter, 1987) a proposé des descriptions

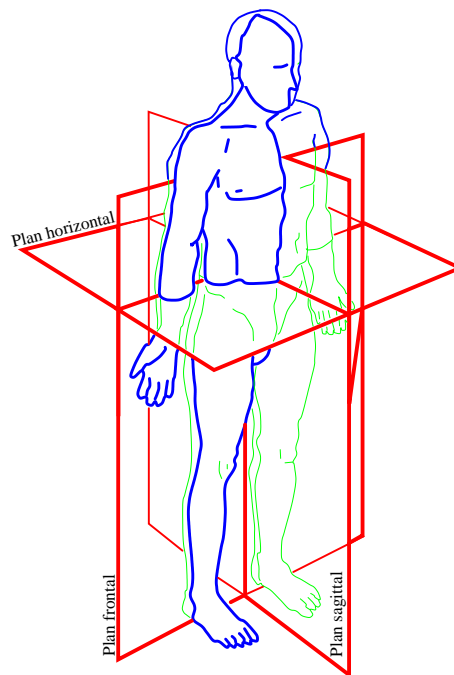


FIG. 1.2 – 3 plans de l'analyse du mouvement humain

et des patrons de la marche humaine largement utilisés, qu'il s'agisse des coordonnées articulaires, des forces ou des moments mis en jeu. L'observation de ces variables est à rapprocher des activations musculaires à l'origine du mouvement, décrites entre autres par (Vaughan *et al.*, 1992). Ces travaux ont été complétés par des analyses de la marche pathologique, notamment par (Perry, 1992). L'ensemble de ces études a permis d'établir un vocabulaire commun, ainsi que des méthodes d'analyse standard. Ainsi, la marche est principalement observée dans le plan sagittal (voir figure 1.2), et traditionnellement découpée en foulées (mouvement ayant lieu entre deux poses du talon du même pied) ou en pas (entre les poses du talon des deux pieds). Une foulée commence donc une phase d'appui, où le pied est en contact avec le sol, suivie d'une phase de vol.

1.4 Restauration artificielle du mouvement

Lorsque qu'on cherche à restaurer le contrôle du mouvement, deux options principales s'offrent à nous : soit chercher à réparer le système moteur naturel de manière à ce qu'il puisse de nouveau fonctionner de manière autonome (on parle alors de rééducation), soit le remplacer ou l'assister par un système artificiel de contrôle (on parle alors de suppléance). La réparation du contrôle naturel peut également faire intervenir un système de contrôle artificiel qui contribue à la thérapie, puis est retiré



une fois les capacités motrices retrouvées.

Parmi les thérapies, un des grands axes de recherche est la régénération des nerfs qui ont été coupés, suite à une lésion de la moelle épinière par exemple ; on cherche à induire la croissance des nerfs à l'aide de facteurs chimiques. Dans d'autres cas, on peut effectuer au travers d'une intervention chirurgicale un transfert tendineux, visant à transférer le tendon d'un muscle encore sous contrôle volontaire de façon à ce qu'il vienne déplacer un membre non contrôlé. Dans le même esprit, certaines opérations greffent des nerfs périphériques innervant des muscles peu importants vers d'autres muscles essentiels ; cette opération est très pratiquée pour rétablir le contrôle de la vessie via la ré-innervation du sphincter.

Certaines méthodes de rééducation de la marche chez le patient hémiparétique (Mauritz, 2002) consistent à entraîner le mouvement avec un tapis roulant et l'aide de deux kinésithérapeutes déplaçant la jambe invalide. Le but est de stimuler le système nerveux via ses afférences sensorielles afin de ramener le patient vers un contrôle autonome de ses membres. Cet exercice, très fatiguant pour les thérapeutes, peut être automatisé, un robot ou une orthèse active venant remplacer l'action des praticiens. C'est par exemple le cas du Lokomat[©] ou du GaitTrainer[©]. Le contrôle artificiel du mouvement est dans ce cas réalisé de manière purement externe, dans le sens où l'on impose une force depuis un système mécanique extérieur vers le patient afin de faire suivre à ses articulations une trajectoire désirée. A l'inverse, d'autres techniques, notamment à base d'électro-stimulation fonctionnelle, impliquent les muscles du patient et les voies sensorielles dans la production du mouvement.

Lorsqu'aucune rééducation n'est envisageable, on peut se tourner vers des dispositifs de suppléance fonctionnelle. Après une amputation par exemple, il n'existe d'autre alternative que le remplacement du membre perdu par une prothèse. Lorsque ces dispositifs remplacent une fonction défaillante du système nerveux, on parlera de neuro-prothèses ; c'est le cas des systèmes de suppléance fonctionnelle utilisant l'électro-stimulation. Nous allons maintenant présenter plus en détail ces dispositifs dans le cadre de la restauration de la posture et de la marche.



1.4.1 Dispositifs de restauration du mouvement

Prothèses de jambe

Une amputation de la jambe peut avoir lieu à plusieurs niveaux ; principalement, on distinguera les prothèses transtibiales, remplaçant l'articulation de la cheville, des prothèses transfémorales, se suppléant au genou, et les prothèses de hanche. Si leur rôle premier est de remplacer le support mécanique manquant, une attention toute particulière est apportée lors de la conception de ces prothèses pour réduire la dépense énergétique de la personne. Pour cela on utilise le plus souvent une articulation intégrant un vérin hydraulique au niveau du genou qui régule sa raideur, ainsi que des pieds constitués de lames de carbone qui restituent une bonne partie de l'énergie qui leur est transmise lors de l'impact du talon sur le sol. Plus récemment sont apparues des prothèses dites intelligentes, où la raideur de l'articulation du genou est ajustée dynamiquement à l'aide d'un microprocesseur (C-leg[©], RheoKnee[©]). L'inconvénient de ces systèmes est leur passivité, au sens où ils ne fournissent pas d'énergie ; pour pallier ce défaut, des prothèses motorisées commencent à apparaître, qu'il s'agisse du genou (Victhom[©]) ou de la cheville (Au et Herr, 2006). Selon les premiers utilisateurs, le gain en confort apporté par ces systèmes actifs est radical.

Neuro-prothèses

Une neuro-prothèse vient remplacer une fonction perdue ou diminuée du système nerveux. Le principe de base est la stimulation des tissus neuro-musculaires, c'est à dire l'activation du système sensori-moteur. Causée par une maladie ou un accident, une paralysie laisse les muscles d'une partie du corps privés de communication avec le système nerveux central ; les muscles sont toujours innervés et fonctionnels, mais en dehors de l'influence du contrôle volontaire de la personne. La neuro-prothèse vient en quelque sorte se substituer aux voies de communication coupées (voir figure 1.3).

Principe de l'électro-stimulation fonctionnelle L'électro-stimulation fonctionnelle (Functional Electrical Stimulation, soit FES, en anglais) est une technique de restauration du mouvement connue depuis les années 1970 (Kralj et Grobelink, 1973 ; Stanic *et al.*, 1975). Elle consiste à activer un muscle de manière externe, en stimulant à l'aide de courants électriques les motoneurones qui l'innervent, ou bien les boucles réflexes en stimulant les fibres nerveuses sensorielles. Elle peut également être appliquée sur des nerfs sensoriels de manière à produire une sensation perçue au niveau de la peau, qui peut servir de retour sensoriel au patient. D'autres applica-

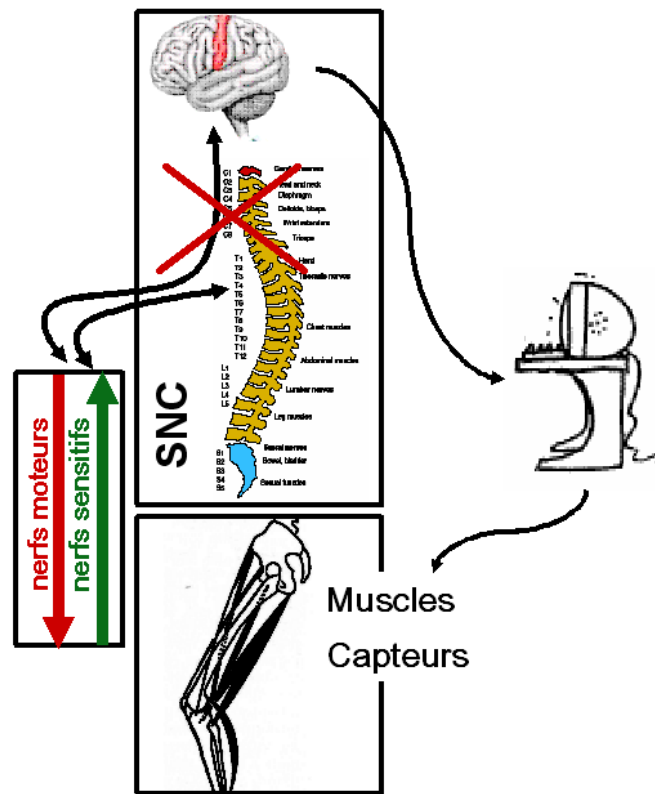


FIG. 1.3 – Le contrôleur artificiel vient en quelque sorte remplacer les voies de communications coupées.

tions sont envisagées, comme la réduction de la douleur (Laveeta et Butera, 2007). Les muscles sont activés par des trains d'impulsions électriques de forme, d'amplitude et de fréquence variables afin de moduler la force produite. De nombreux autres paramètres sont importants, notamment ceux concernant les électrodes de stimulation : électrodes de surface ou implantées, choix de la surface et du positionnement, ... Il est cependant difficile d'imiter le fonctionnement du système nerveux en matière de recrutement des différents types de fibres présentes à l'intérieur du muscle ; en conséquence, la fatigue musculaire intervient souvent rapidement.

L'électro-stimulation fonctionnelle est notamment appliquée pour la restauration de la marche chez l'hémiplégique, par exemple pour corriger le syndrome du « pied tombant », où le pied de la jambe affectée du patient touche le sol durant la phase de vol, à cause de l'absence d'activité du muscle releveur du pied (le jambier antérieur). En venant stimuler ce muscle, on corrige cet effet, permettant une marche plus naturelle ; des systèmes aujourd'hui commerciaux (Odstock[®], WalkAide[®], voir aussi (Burrige *et al.*, 2005)) ont validé cette approche. L'électro-stimulation peut



également être appliquée chez le patient paraplégique pour la restauration de la station debout et de la marche (Guiraud *et al.*, 2006).

Remarque importante Jusqu'à maintenant, nous avons présenté l'électro-stimulation fonctionnelle dans un cadre de suppléance fonctionnelle. En certaines circonstances, une neuro-prothèse peut être envisagée comme un système de rééducation, notamment chez le patient hémiparalysé (Popovic *et al.*, 2004). Cet usage de l'électro-stimulation fonctionnelle est souvent appelé FET (pour Functional Electrical **Therapy**, en anglais). Certains systèmes de rééducation allient même FET et assistance robotique (Vallery et Buss, 2005).

1.4.2 Contrôle artificiel du mouvement

Qu'il s'agisse des prothèses intelligentes, d'assistance robotique, ou d'électro-stimulation fonctionnelle, on sent bien que le contrôle de tels systèmes va devoir répondre à de multiples défis : définition d'une trajectoire à suivre, suivi de cette trajectoire, robustesse aux perturbations... Plusieurs types d'architectures de contrôle sont envisageables ; nous allons maintenant les présenter.

Contrôle en boucle ouverte

Dans un premier temps on peut envisager des systèmes en boucle ouverte où la commande, dite de référence, est prédéterminée, soit heuristiquement, soit calculée par simulation du mouvement auquel elle donnera lieu. Un modèle inverse du système à contrôler est alors requis. Ce type de système est en pratique peu fiable : d'une part, toute perturbation du système conduira à de larges erreurs dans l'exécution de la tâche. Ensuite, même en l'absence de perturbations, dans la mesure où le modèle du système ne saurait être parfait (et plus particulièrement lorsqu'on cherche à modéliser un système aussi complexe que le système musculo-squelettique humain), le contrôle en boucle ouverte sera de toute façon inadéquat.

Contrôle en boucle fermée

Pour corriger les effets des perturbations et des erreurs de modèle, il faut mettre en place un système en boucle fermée, dans lequel le contrôleur dispose d'une information sur le mouvement en cours. Des capteurs fournissent des signaux à partir desquels l'état du système peut être estimé, puis utilisé par le contrôleur. Plusieurs modes plus ou moins complexes d'utilisation de ces signaux capteurs peuvent être



envisagés. Un des cas les plus simples est celui où les capteurs fournissent des informations de type événements, qui seront utilisés pour déclencher des commandes de référence. Par exemple, un capteur de contact placé sous le pied vient déclencher une séquence de stimulation pour les muscles de la jambe lorsque le pied touche le sol, puis stoppe cette stimulation lorsque le pied quitte le sol (Odstock[©], WalkAide[©]). D'autres capteurs peuvent être utilisés, tels que des capteurs de pression sous les pieds, des goniomètres placés sur les articulations de la jambe, ou des capteurs inertiels (voir également le chapitre 2) ; il faudra alors déterminer les règles associant la commande aux mesures capteurs (Jonić *et al.*, 1999 ; Pappas *et al.*, 2002). Cette question sera au centre du chapitre 3. De cette façon, on assure une certaine cohérence temporelle des stimulations avec le mouvement qu'elles produisent. Un autre cas, plus complexe, est celui où l'on va chercher à contrôler la position des membres sous électro-stimulation (Veltink, 1991) ; à l'aide de goniomètres renseignant sur la position articulaire par exemple, on calcule l'erreur entre la trajectoire désirée et la trajectoire mesurée. Une commande est alors calculée en fonction de cette erreur de manière à venir la réduire, sinon l'annuler (voir figure 1.4). La définition de la trajectoire désirée doit dans ce cas faire l'objet d'une étape préalable de « planification » du mouvement. Ce type de commande, où l'on cherche à contrôler une trajectoire articulaire, sera abordé au chapitre 6, section 6.4.2.

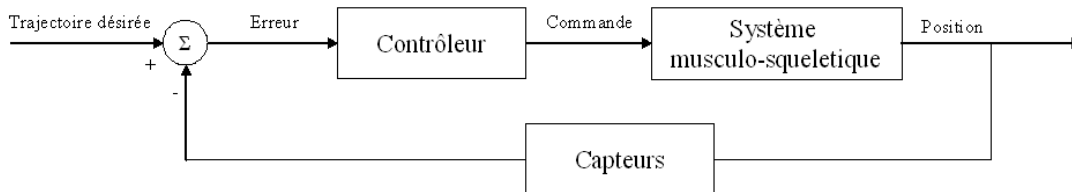


FIG. 1.4 – Contrôle artificiel du mouvement en boucle fermée

Systèmes hiérarchiques

Nous avons vu plus tôt (voir section 1.2.2) que le SNC adopte une architecture hiérarchique pour réduire la complexité du contrôle du mouvement. Cette idée est également applicable aux systèmes de contrôle artificiel : une partie « haut niveau » du contrôleur vient décider de la stratégie à adopter, et une partie « bas niveau » assure l'exécution de cette stratégie. Ainsi, dans (Popovic et Popovic, 2001), les auteurs proposent de déterminer dans un premier temps le type de synergie qu'il faut chercher à reproduire entre les mouvements résiduels de l'épaule et ceux du coude que l'on cherche à contrôler, puis dans un deuxième temps d'assurer le respect de cette



synergie à l'aide d'un contrôle en boucle fermée. Le même type de raisonnement peut être appliqué à la commande de la marche, où plusieurs états discrets du système correspondent à plusieurs phases du mouvement de marche (appui, vol, ...), et auxquels on associe une loi de commande, continue, particulière (Popovic, 2003). L'introduction de contrôleurs hiérarchiques implique la définition de systèmes hybrides mêlant comportements discrets et continus, ce qui soulève des questions qui seront abordées en détail au chapitre 5.

1.4.3 Un point clé : les capteurs

Évidemment, les **capteurs** sont un des points clé de ces systèmes de contrôle artificiel du mouvement. De nombreuses solutions existent (Loeb et Davoodi, 2005) pour nous renseigner sur l'état du système musculo-squelettique, mais aussi du système nerveux central. Il s'agit ici de distinguer deux problèmes différents pour bien spécifier les enjeux liés au choix des capteurs utilisés. Le premier problème est de détecter l'intention du patient, et ceci le plus tôt possible, afin de déterminer la stratégie à adopter. Ce problème ne se pose pas chez un sujet valide, où le SNC connaît évidemment (!) l'action qu'il veut réaliser ; c'est donc une question propre à la restauration artificielle des mouvements, qui sera abordée au chapitre 4. L'autre question est d'estimer l'état des systèmes mis en jeu, et est elle commune au contrôle naturel et artificiel. Les réponses à apporter à l'une ou l'autre de ces deux questions peuvent donc être sensiblement différentes, étant donnée la différence des enjeux.

Mesurer directement l'activité corticale serait certainement une bonne solution pour détecter les intentions du patient. Cependant, l'état de l'art actuel dans ce domaine ne permet pas de discriminer de manière fiable différentes catégories de mouvement dans un cadre clinique (Donoghue, 2002). On peut également utiliser des enregistrements EMG (Merletti et Parker, 2004) (Electromyogramme, que l'on peut voir comme une image électrique de l'activation musculaire) afin de détecter des anticipations dans les ajustements posturaux, indicateurs du mouvement à venir (voir section 1.2.2). Ceci dit, il faut garder à l'esprit que nous avons également besoin d'informations extrinsèques sur le mouvement pour la commande, qui ne sont pas faciles à reconstruire à partir des signaux EMG. De plus, des contraintes de robustesse, de fiabilité, de taille, et de facilité d'installation les rendent très difficiles à utiliser pour des traitements embarqués, en vue de notre objectif de réhabilitation.

D'un autre côté, lorsqu'on cherche à déterminer l'état du système (musculo-squelettique notamment), nécessaire à la commande, une solution toute naturelle est d'utiliser



des capteurs nous renseignant directement sur les variables que nous cherchons à estimer. Ces capteurs peuvent être par exemple des goniomètres mesurant l'angle d'une articulation, des inclinomètres mesurant l'inclinaison absolue d'un segment, des accéléromètres, des capteurs de pressions sous les pieds . . . Ces capteurs mesurent tous des *conséquences* du mouvement plutôt que ses *causes*, et pour cette raison ne pourront détecter l'intention du patient qu'après un certain délai, et à condition que cette intention se traduise par une modification de la posture ou par un mouvement.

1.5 Conclusion

Comme annoncé en tête de chapitre par le père de la cybernétique, lorsqu'on cherche à restaurer de manière artificielle le contrôle du mouvement, l'intégration d'entrées sensorielles dans le contrôleur artificiel est au moins aussi importante que le système mécanique que l'on contrôle. Comme dans tout système de contrôle automatique, la présence d'une boucle de retour est en effet indispensable, et passe nécessairement par des mesures capteur. Le choix des capteurs à utiliser est largement conditionné par le type d'application visée, obligeant à la parcimonie et à la fiabilité, et par les informations dont ils doivent pouvoir rendre compte. C'est pourquoi nous nous proposons d'explorer la possibilité d'utiliser des capteurs embarqués de mouvement, développés par le CEA-LETI, et capables de fournir une information extrinsèque sur le mouvement. Ces capteurs présentent de nombreux avantages tels que leur taille, leur facilité d'utilisation, la robustesse de l'information qu'ils fournissent, mais aussi une limitation fondamentale : le délai de détection de l'intention du patient, évoqué précédemment. Tous ces aspects vont être abordés en détail au chapitre suivant.

Chapitre 2

Capteurs utilisés : les centrales d'attitude

Du reste, à l'endroit où se croisent les méridiens magnétiques, il n'en résulte d'autre phénomène que la position verticale prise par l'aiguille aimantée en deux points similaires du globe terrestre.

Jules Verne, *Le sphinx des glaces*, 1895

2.1 Introduction

La capture du mouvement, classiquement effectuée à l'aide de coûteux systèmes optiques (tels que le Vicon[©] ou l'Optotrak[©]), ou magnétiques (Polhemus[©]), a vécu une petite révolution lors de la dernière décennie, avec l'apparition de micro-capteurs inertiels (micro-accéléromètres et micro-gyromètres), qui offrent une bonne alternative pour la mesure du mouvement humain. Leurs avantages sont nombreux : faible coût, miniatures, et sans contrainte d'environnement (pas de limitation du volume de capture, notamment). De tels capteurs sont utilisés dans de nombreux champs applicatifs, allant de l'animation vidéo à l'estimation de la dépense d'énergie d'une personne (Aminian et Najafi, 2004).

Toutefois, lorsqu'on cherche à reconstruire un mouvement avec précision, l'usage de tels capteurs inertiels soulève plusieurs questions. Concernant les accéléromètres, l'accélération mesurée est la combinaison d'une composante liée à l'orientation du capteur par rapport à la gravité, et d'une composante due au mouvement propre du capteur. La somme de ces deux composantes est projetée sur les axes sensibles du capteur, et la séparation des composantes est un problème difficile. Dans des conditions statiques (lorsque le capteur est immobile ou quasi-immobile), l'accéléromètre peut être utilisé comme un inclinomètre, puisque seule la composante gra-



vitationnelle est présente (Veltink *et al.*, 1996). Dès lors que l'on se place dans une situation dynamique, des stratégies doivent être envisagées pour séparer ces deux composantes. De nombreux groupes de recherche ont proposé différents filtres, ou mieux, l'ajout de gyromètres, pour pouvoir résoudre ce problème inverse (Boonstra *et al.*, 2006 ; Luinge et Veltink, 2004 ; Zhu et Zhou, 2004). Les systèmes les plus récents (Roetenberg, 2006 ; Yun et Bachmann, 2006) allient des algorithmes de reconstruction évolués à des dispositifs intégrant plusieurs modalités : accéléromètres, gyromètres, et parfois magnétomètres. En effet, l'utilisation de magnétomètres peut se révéler d'une aide précieuse lorsque l'analyse du mouvement humain est visée (Sabatini, 2006).

Contrairement aux systèmes magnétiques actifs de capture de mouvement (Polhemus[©]) habituellement utilisés, certains systèmes magnétiques sont sensibles uniquement au champ magnétique terrestre, et non à un champ magnétique créé de manière artificielle. Ces magnétomètres sont insensibles au mouvement lui-même, mais reflètent les changements d'orientation par rapport à l'axe du champ magnétique terrestre. Lorsqu'une perturbation magnétique est présente (masse ferromagnétique à proximité, par exemple), elle s'ajoute au champ magnétique terrestre, pour être ensuite projetée sur les axes sensibles du capteur. Ici aussi, la séparation des deux composantes est une tâche délicate ; toutefois, les perturbations magnétiques sont rares, et, contrairement à l'accéléromètre, ne sont pas intrinsèquement liées au mouvement. Par la suite, nous allons donc considérer un environnement libre de toute perturbation magnétique.

Partant de ce constat, le CEA-LETI a développé des centrales inertielles, appelées « centrales d'attitude », intégrant dans un volume minimal un accéléromètre triaxe et un magnétomètre triaxe. L'association de ces deux modalités complémentaires permet d'envisager un système de capture du mouvement faible coût, consommant très peu d'énergie. Ceci est permis par l'absence de gyromètres, gros consommateurs d'énergie. Ce système donne de très bons résultats dans le cas statique, avec une précision inférieure au degré (David et Caritu, 2002). Une première étape de ces travaux de thèse a été de montrer que, dans certaines situations spécifiques, un magnétomètre peut suffire à donner l'orientation du capteur dans un espace à 3 dimensions, même lorsque le mouvement présente de fortes accélérations. Pour cela, il sera nécessaire de se réduire à l'observation d'un système possédant un ou deux degrés de liberté : le mouvement doit être contraint dans un plan. C'est toutefois le cas de nombreux mouvements humains, et cette méthode pourrait être donc largement utilisée dans des applications liées à la biomécanique.

Nous aborderons dans un premier temps les aspects théoriques de ces traitements



(section 2.2), puis présenterons certains résultats (section 2.3). Enfin, nous évoquerons dans la section 2.4 des aspects liés au délai de détection du mouvement par ces centrales d'attitude, question primordiale lorsqu'on envisage d'inclure ces capteurs dans une boucle de contrôle.

2.2 Théorie

2.2.1 Repères

On définit le référentiel terrestre de la manière suivante, illustrée par la figure 2.1 :

- X horizontal, dans le sens du Nord magnétique
- Z vertical, vers le haut
- Y de manière à obtenir un repère direct (vers l'ouest)

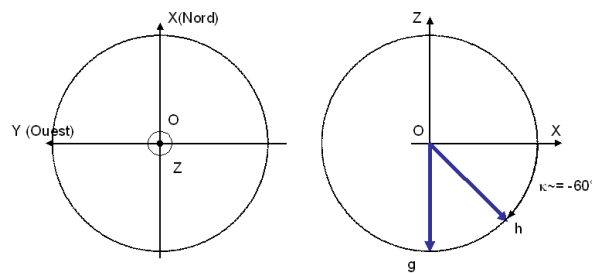


FIG. 2.1 – Référentiel terrestre. A gauche : plan horizontal. A droite : plan selon un méridien

Les mesures, elles, sont faites dans le référentiel de l'objet auquel est attaché le capteur, référentiel mobile par rapport au référentiel terrestre. Les axes sensibles du capteurs sont appelés x_b , y_b et z_b .

2.2.2 Matrice de rotation

Dans le cas général, il existe une matrice de rotation unique donnant l'orientation relative de deux systèmes de coordonnées, de la forme suivante :

$$\vec{v}_{/B} = R_{bi} \vec{v}_{/I} \quad (2.1)$$

où $\vec{v}_{/B}$ est un vecteur exprimé dans le repère mobile, et $\vec{v}_{/I}$ est le même vecteur exprimé dans le référentiel terrestre. La matrice de rotation R_{bi} peut se décomposer en une séquence de trois rotations élémentaires (formulation d'Euler) :

- φ : rotation autour de l'axe Z, soit l'angle de lacet



- θ : rotation autour de l'axe Y, soit l'angle de tangage
- ψ : rotation autour de l'axe X, soit l'angle de roulis

$$R_{bi} = R(\psi, \theta, \varphi) = R(\psi) R(\theta) R(\varphi) \quad (2.2)$$

On peut aussi utiliser une représentation à base de quaternions : $R_{bi} = R(q)$, où le quaternion unité q représente l'axe de la rotation (Kuipers, 1998).

2.2.3 Mesures accélérométriques

Nous appelons $\vec{v}_{acc}^{(m)}$ les mesures de l'accéléromètre ; on considère que celles-ci sont normalisées, c'est à dire rapportées à la norme du champ de gravitation terrestre $\|\vec{g}\|$. On peut les modéliser par la relation :

$$\vec{v}_{acc}^{(m)} = \vec{g}_{/B} - \vec{a}_{/B} + \vec{\epsilon}_{acc/B} \quad (2.3)$$

Le premier terme correspond à la gravité, tandis que le second correspond à l'accélération de l'objet sur lequel est placé le capteur. Le dernier terme représente le bruit. Tous ces vecteurs sont exprimés dans le repère mobile. Notons que dans le repère terrestre, le vecteur gravité (normalisé), est donné par :

$$\vec{g}_{/I} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

2.2.4 Mesures magnétométriques

Notons $\vec{v}_{mag}^{(m)}$ les mesures du magnétomètre, normalisées elles aussi par rapport à la norme du champ magnétique terrestre. Leur modèle peut s'écrire :

$$\vec{v}_{mag}^{(m)} = \vec{h}_{/B} + \vec{m}_{/B} + \vec{\epsilon}_{mag/B} \quad (2.5)$$

Le premier terme correspond au champ magnétique terrestre exprimé dans le repère mobile, le second représente les perturbations magnétiques, le dernier le bruit de mesure du magnétomètre. Dans toute la suite, nous considérerons un environnement libre de toutes perturbations magnétiques.

Dans le référentiel terrestre, le champ magnétique normalisé est donné par :

$$\vec{h}_{/I} = \begin{pmatrix} \cos \kappa \\ 0 \\ -\sin \kappa \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

L'angle que le champ magnétique forme avec l'horizontale est appelé « inclinaison » (κ), et dépend de la latitude. Il vaut à peu près 60° en France.



2.2.5 Cas statique, sans perturbations magnétiques

Il est possible, à partir de ces deux observations (vectorielles) accélérométriques et magnétométriques, de reconstruire l'attitude (l'orientation 3D) du capteur, ou de manière équivalente la matrice de rotation R_{bi} telle que :

$$\begin{aligned}\vec{g}_{/B} &= R_{bi} \vec{g}_{/I} \\ \vec{h}_{/B} &= R_{bi} \vec{h}_{/I}\end{aligned}\quad (2.7)$$

De nombreuses méthodes ont été proposées pour résoudre ce problème inverse, appelé le problème de Wahba (Wahba, 1965). On peut remonter aux trois angles d'Euler en minimisant la fonction de coût suivante :

$$J_1(\psi, \theta, \varphi) = \lambda_{acc} \left\| \vec{v}_{acc}^{(m)} - R(\psi, \theta, \varphi) \vec{g}_{/I} \right\|^2 + \lambda_{mag} \left\| \vec{v}_{mag}^{(m)} - R(\psi, \theta, \varphi) \vec{h}_{/I} \right\|^2 \quad (2.8)$$

où les λ sont des coefficients permettant d'ajuster la contribution des accéléromètres et des magnétomètres dans la fonction de coût, dans le cas où l'on a plus confiance en l'une des mesures par rapport à l'autre. Cette technique de minimisation a notamment été utilisée dans (David et Caritu, 2002), et donne de très bon résultats dans le cas statique, avec une erreur d'estimation angulaire généralement inférieure au degré. On peut mener une approche similaire en utilisant la formulation à base de quaternions, en ajoutant une contrainte d'unité sur le quaternion (Bachmann *et al.*, 2002).

Il est important de remarquer que le modèle de mesure utilisé n'est valide que pour des conditions statiques, sans perturbations magnétiques, de telle sorte que la norme unitaire du vecteur de mesure soit conservée. Dans ce cas, lorsque l'accéléromètre mesure essentiellement la gravité et pas de mouvement, l'inclinaison peut être estimée de manière assez fiable en utilisant la fonction arctangente :

$$\hat{\theta} = \arctan \left(- \frac{\vec{v}_{acc,xb}^{(m)}}{\sqrt{\left(\vec{v}_{acc,yb}^{(m)}\right)^2 + \left(\vec{v}_{acc,zb}^{(m)}\right)^2}} \right) \quad (2.9)$$

Ce modèle devient évidemment inapproprié dans le cas de mouvements rapides.

2.2.6 Cas dynamique, sans perturbations magnétiques

Nous considérons maintenant le cas général, où le capteur est soumis à des déplacements arbitraires. Le problème devient plus difficile, puisque nous devons estimer 6



inconnues (3 angles et 3 accélérations) à partir de 6 mesures non indépendantes. Le problème est ici indéterminé, contrairement au cas statique.

Notre hypothèse de travail est la suivante : il est toujours possible de déterminer l'attitude du capteur dans le cas dynamique, lorsque le modèle cinématique n'a qu'un nombre réduit de degrés de liberté (DDLs). Ceci est par exemple le cas durant la marche humaine, où le mouvement est essentiellement concentré dans le plan sagittal. Il est alors possible de restreindre l'analyse à partir des informations dont on dispose *a priori* sur le mouvement. Dans ce cas, les magnétomètres peuvent apporter une information importante au problème d'estimation de l'attitude.

Sans perdre en généralité, considérons la classe de mouvements sans angle de roulis ($\psi = 0$), et ayant une accélération nulle sur l'axe yb (cas, simplifié, de la marche). Dans ce cas, la matrice de rotation se simplifie :

$$R(\varphi, \theta) = \begin{pmatrix} \cos \varphi \cos \theta & \sin \varphi \cos \theta & -\sin \theta \\ -\sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ \cos \varphi \sin \theta & \sin \varphi \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

et les champs (magnétique et de gravitation) terrestres peuvent être exprimés dans le repère capteur :

$$\vec{g}_{/B} = \begin{pmatrix} \sin \theta \\ 0 \\ -\cos \theta \end{pmatrix} \quad \vec{h}_{/B} = \begin{pmatrix} \cos \varphi \cos \theta \cos \kappa + \sin \theta \sin \kappa \\ -\sin \varphi \cos \kappa \\ \cos \varphi \sin \theta \cos \kappa - \cos \theta \sin \kappa \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

Comme attendu, le vecteur gravité est insensible aux rotations de lacet, autour de l'axe Z. Le champ magnétique terrestre est maintenant exprimé par trois équations, avec deux inconnues (θ, φ).

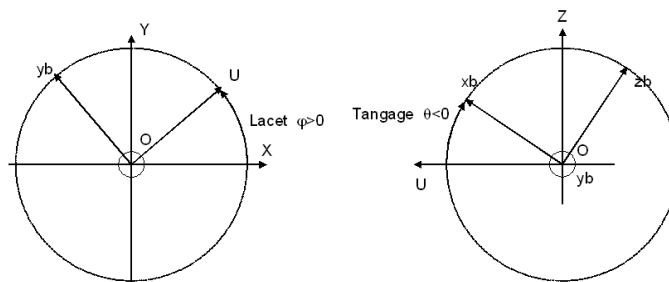


FIG. 2.2 – Axes capteur par rapport au repère terrestre. Gauche : plan horizontal. Droite : plan sagittal

Nous tenons à souligner ici une idée fondamentale : avec seulement un magnétomètre triaxe, et avec une information *a priori* sur l'angle de roulis (par exemple, fixé à



zéro), il est possible de reconstruire les deux angles d'Euler (θ, φ) , en minimisant une nouvelle fonction de coût basée sur les mesures magnétométriques seulement :

$$J_2(\theta, \varphi) = \left\| \vec{v}_{mag}^{(m)} - R(\theta, \varphi) \vec{h}_{/I} \right\|^2 \quad (2.12)$$

ou bien simplement en utilisant la formule analytique (2.11). Le même raisonnement est bien entendu valable pour la formulation basée sur les quaternions.

L'estimation de l'attitude par cette méthode est, dans le cas général, plus précise que celle donnée par le modèle statique de la section 2.2.5, parce qu'elle n'est pas perturbée par les accélérations, étant basée sur les seuls magnétomètres. En conséquence, cette méthode peut être utilisée pour estimer l'inclinaison même dans des situations dynamiques.

Une alternative consiste à choisir comme repère de référence le repère mobile à l'instant initial : ceci peut être utile lorsqu'on nous n'avons pas une connaissance parfaite du champ magnétique. Les angles d'Euler sont alors estimés de manière relative par rapport aux mesures à l'instant initial, faisant disparaître une partie de l'incertitude sur le champ magnétique. Le modèle de mesure devient :

$$\vec{h}_{/B} = R(\theta, \varphi) \vec{h}_{/B_0} \quad (2.13)$$

où B_0 est le repère mobile à l'instant initial.

2.2.7 Recombinaison de l'orientation avec les signaux accélérométriques

Dans la section précédente, seuls les magnétomètres étaient utilisés pour estimer l'orientation ; on s'intéresse ici à la possibilité de combiner cette information avec des accéléromètres, afin d'extraire une information plus spécifique à la dynamique du mouvement. Dans le cas de situations dynamiques, les signaux accélérométriques combinent deux informations différentes : une composante gravitationnelle, et une composante due au mouvement (voir équation 2.3). Supposons que nous avons calculé l'inclinaison de capteur dans le plan sagittal, il est alors possible de séparer ces deux composantes, en effectuant les traitements suivants :

1. estimer l'inclinaison θ à partir des mesures des magnétomètres (eq. 2.12)
2. prédire la composante gravitationnelle de l'accélération dans le repère mobile $\vec{g}_{/B}$ cf. (2.11)
3. soustraire de la composante gravitationnelle prédite la mesure de l'accéléromètre, pour calculer la composante due au mouvement de l'accélération dans le repère mobile : $\vec{a}_{/B}$, comme dans l'équation (2.3)



4. si besoin, exprimer la composante due au mouvement dans le repère terrestre :

$$\vec{a}_{/I} = R_{bi}^T \vec{a}_{/B}$$

En faisant l'hypothèse d'un mouvement dans le plan sagittal, la composante dynamique (due au mouvement) peut être décomposée selon deux axes dans le repère terrestre : une accélération horizontale a_h , dans la direction antéro-postérieure, et une accélération verticale a_v le long de l'axe Z (figure 2.3).

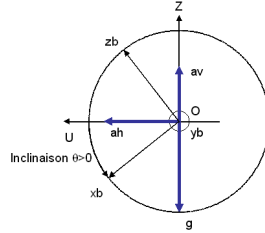


FIG. 2.3 – Vecteurs d'accélération dans les repères terrestre et mobile

Dans le cas d'un mouvement dans le plan sagittal, l'équation (2.3) se simplifie :

$$\vec{v}_{acc}^{(m)} = R(\theta) \begin{pmatrix} -a_h \\ 0 \\ -a_v - 1 \end{pmatrix} + \vec{e}_{acc/B} \quad (2.14)$$

avec la matrice de rotation :

$$R(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

L'équation 2.14 correspond au modèle général de l'accéléromètre dans le cas de mouvement dans le plan sagittal. Dans le cas statique, ($a_h = a_v = 0$), on obtient :

$$\vec{v}_{acc}^{(m)} \approx \vec{g}_{/B} = \begin{pmatrix} \sin \theta \\ 0 \\ -\cos \theta \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

ce qui est cohérent avec l'équation (2.11).

Si l'on se réfère au modèle (2.14), la composante dynamique (normalisée) estimée s'écrit :

$$\begin{aligned} \hat{a}_h &= -\vec{v}_{acc,xb}^{(m)} \cos \theta - \vec{v}_{acc,zb}^{(m)} \sin \theta \\ \hat{a}_v &= \vec{v}_{acc,xb}^{(m)} \sin \theta - \vec{v}_{acc,zb}^{(m)} \cos \theta + 1 \end{aligned} \quad (2.17)$$

Finalement, il est possible d'estimer à partir de cette expression la vitesse horizontale et verticale du capteur, par simple intégration. De même, il est possible de remonter à



la position par une double intégration. Bien que très sensible au bruit, cette approche est traditionnellement utilisée pour analyser le mouvement du pied (Sabatini *et al.*, 2005), où l'inclinaison est estimée par l'intégration de la mesure donnée par un gyromètre. Le groupe de (Najafi *et al.*, 2003) a suivi la même approche pour étudier le lever de chaise. Dans notre méthode, la différence vient du fait que nous estimons l'inclinaison à l'aide de magnétomètres et non pas de gyromètres, de ce fait ne nécessitant pas d'intégration de la vitesse angulaire.

2.3 Résultats

2.3.1 Matériel

Les centrales d'attitudes développées par le CEA-LETI intègrent un accéléromètre triaxe doublé d'un magnétomètre triaxe, dans un volume minimal. Le système d'acquisition Trident, complètement autonome grâce à une carte mémoire et à une alimentation propres, permet d'enregistrer jusqu'à trois centrales d'attitude simultanément. L'accéléromètre mesure l'accélération sur une gamme de $\pm 2g$ avec une résolution de 11 bits environ, à l'aide d'une micro-masse mobile dont on mesure les déplacements par des effets capacitifs. Comme évoqué précédemment, il mesure à la fois les accélérations statiques (gravité) et dynamiques (mouvement). Le magnétomètre, basé sur une magnéto-résistance géante, mesure à la fois la direction et la force des champs magnétiques. Il permet d'accéder aux 3 dimensions du champ magnétique terrestre, avec une sensibilité de 1 mV/V/Gauss (dépendant de la tension de l'alimentation), pour une gamme de ± 6 Gauss. Les signaux sont filtrés passe-bas avant numérisation, à une fréquence de coupure de 50 Hz, afin d'éviter tout repliement de spectre lors de leur numérisation.

Les prototypes des centrales d'attitude utilisés, de taille $50 \times 30 \times 15$ mm, sont enrobés dans du Silastene (une sorte de silicone). La carte d'acquisition permet une conversion analogique-numérique sur 16 bits. Cette carte est montée dans un boîtier plastique, que l'on peut accrocher à la ceinture par exemple (voir figure 2.4). Les données sont enregistrées sur une carte mémoire de type MMC (MultiMedia Card), ou bien transférées directement sur un PC via port série.

Si l'on enregistre une seule centrale, la fréquence d'acquisition est d'environ 100 Hz. Une attention toute particulière a été portée sur l'autonomie du système : avec deux piles 1.5 V standard (2600 mAh), celle-ci s'élève à 60 heures. Le temps d'enregistrement dépend de la capacité de la carte mémoire, et est d'environ 21 heures avec une carte de 256 Méga-Octets. Ce système portable de capture de mouvement est largement utilisé pour des études cliniques, concernant par exemple la surveillance



à domicile des personnes âgées (Noury *et al.*, 2004), ou l'évaluation de la stabilité posturale des populations à risque (Bonnet *et al.*, 2004).

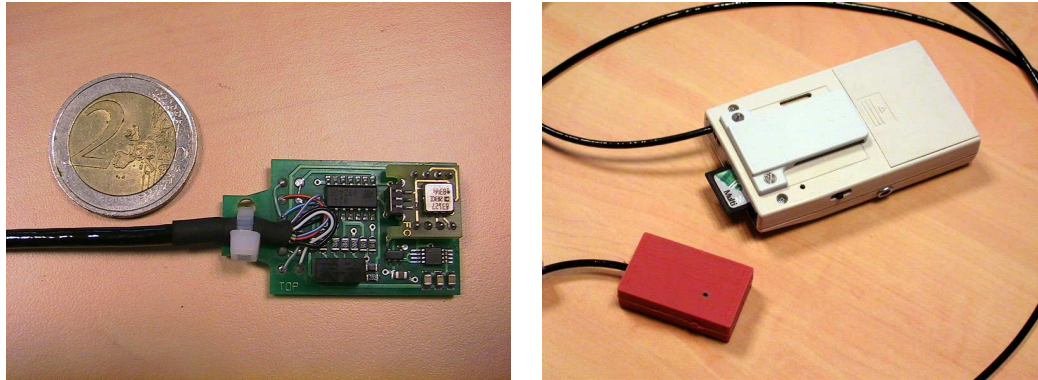


FIG. 2.4 – Centrale d'attitude du CEA-LETI, et le système d'acquisition Trident. Gauche : Taille du capteur. Droite : Capteur et son système d'acquisition

Un avantage majeur de ces capteurs est leur facilité de mise en place sur les sujets, un point crucial lorsque des expérimentations avec des patients sont envisagées. Pour faciliter encore leur utilisation, une version sans fil de ces capteurs a été développée, appelée Starwatch. Les signaux sont numérisés directement par les capteurs, reliés par radio à une base d'acquisition, elle même connectée à un PC (voir figure 2.5). Le système peut enregistrer jusqu'à 16 points de mesure simultanément.



FIG. 2.5 – Le système Starwatch : capteur sans-fil, base radio, et PC

2.3.2 Experimentation

Pour valider l'approche proposée, à base de magnétomètres, en l'absence de banc de mesure, nous avons cherché à évaluer ses performances en situation réelle. Nous nous



sommes focalisés sur un mouvement donné : le lever de chaise. Nous avons cherché à reconstruire l'orientation du tronc, puis les accélérations du tronc mises en jeu lors de ce mouvement, qui se déroule principalement dans le plan sagittal (pas de roulis). Ce mouvement vérifie donc bien l'hypothèse évoquée en section 2.2.6, selon laquelle on ne cherche à observer qu'un nombre réduit de degrés de liberté.

Inclinaison du tronc

Nous avons mis en place une expérimentation, dans laquelle nous avons utilisé une centrale d'attitude, et un système optique de capture du mouvement : l'Optotrack[®], à base de marqueurs optiques actifs. La résolution spatiale de l'Optotrack est d'environ 1 mm, et ce système était donc considéré comme référence. Une centrale d'attitude était placée sur le dos de la personne, au niveau de la cervicale C7, et les marqueurs optiques fixés sur la centrale, le but étant de comparer les mesures fournies par les deux systèmes, et par là de quantifier les performances de notre méthode. La figure 2.6 illustre trois estimations de l'inclinaison du tronc, par trois méthodes différentes :

- méthode à base de magnétomètres : l'inclinaison est estimée par minimisation de la fonction de coût J_2 , équation (2.12)
- méthode à base d'accéléromètres : l'inclinaison est estimée par la fonction arctangente de l'équation (2.9)
- système Optotrack : l'inclinaison est estimée par le système optique

L'inclinaison est estimée par rapport au repère mobile (tronc) pris à l'instant initial. L'estimation faite à partir des magnétomètres est très proche de celle rendue par l'Optotrack, avec moins de 2° d'erreur au moment où celle-ci est maximale. Comme prévu, l'estimation basée sur les accéléromètres est largement erronée lors des phases dynamiques. Tout ceci valide la pertinence de notre approche dans le cadre de tels mouvements. De cette expérimentation, nous concluons qu'il est possible d'utiliser l'information d'orientation donnée par des magnétomètres, puisque l'inclinaison calculée est quasiment exacte. Nous allons maintenant nous intéresser aux accélérations du mouvement.

Accélérations du tronc

L'inclinaison obtenue à l'aide des magnétomètres peut être combinée avec les mesures des accéléromètres, pour prédire la composante gravitationnelle (cf. équation 2.11). Il est alors possible de déterminer les accélérations dues au mouvement seul, comme expliqué en 2.2.7. La figure 2.7 présente les différentes accélérations dans le repère capteur : l'accélération mesurée $\vec{v}_{acc}^{(m)}$, la composante gravitationnelle prédite

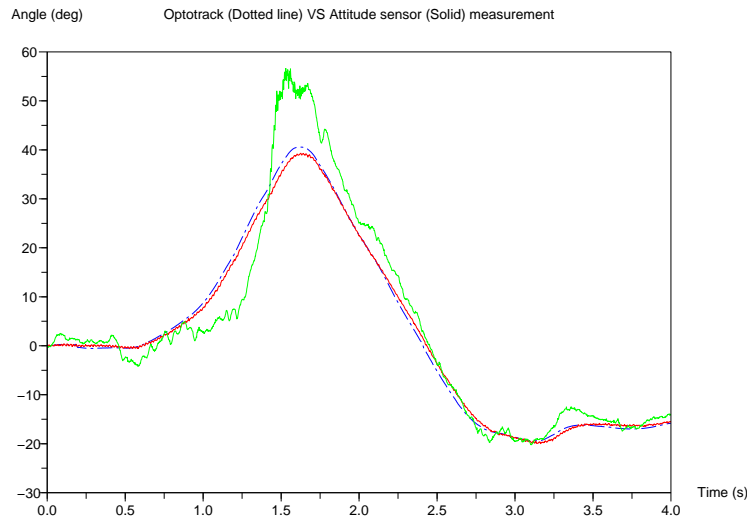


FIG. 2.6 – Comparaison de l’orientation du tronc estimée à l’aide des magnétomètres (courbe rouge, pleine) et de celle donnée par l’Optotrack (bleue, pointillés). Il est presque impossible de distinguer les deux courbes. La troisième (verte), représente l’estimation donnée par les accéléromètres.

$\vec{g}_{/B}$, et la composante due au mouvement $\vec{a}_{/B}$.

On observe que les pics des accélérations craniale-caudales (axe X) et antéro-postérieures (axe Z) correspondent aux instants où l’estimation basée sur les accéléromètres est largement fautive (voir figure 2.7). En effet, la composante due au mouvement est alors loin d’être négligeable par rapport à la composante gravitationnelle, comme on peut le voir sur le résultat du calcul de $\vec{a}_{/B}$; il est normal que l’estimation basée sur les accéléromètres soit incorrecte dans ces situations, comme nous avons pu le constater au paragraphe précédent.

2.4 Délai de détection d’un mouvement

Nous avons vu au chapitre précédent que les capteurs de mouvement présentent un désavantage certain par rapport à des capteurs d’activité musculaire (EMG) : le délai de détection du mouvement. Ces signaux biologiques seront toujours en avance sur le mouvement, puisqu’ils en sont la cause. Dans une optique de réhabilitation en boucle fermée, il est bien entendu préférable de réduire au maximum les délais présents dans la boucle de contrôle. Aussi, puisque nous avons fait le choix d’utiliser des capteurs extrinsèques de mouvement, il convient de caractériser le délai existant

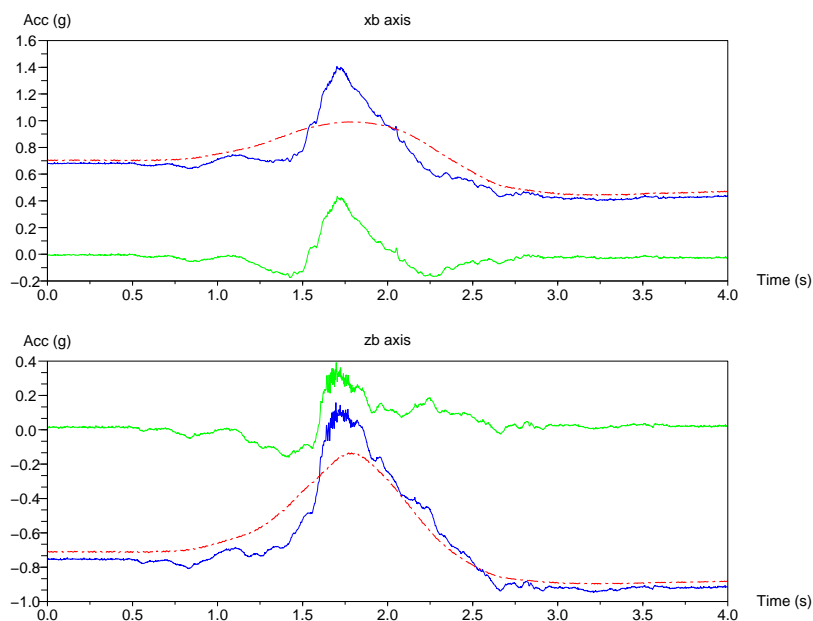


FIG. 2.7 – Séparation des composantes de l'accélération, dans le repère capteur : accélération mesurée (trait bleu), composante gravitationnelle (rouge), et composante due au mouvement (vert).

entre la détection du mouvement par les centrales d'attitude et sa détection basée sur un enregistrement d'activité musculaire.

Pour cela, nous avons mis en place le protocole suivant : deux centrales d'attitude sont posées sur les deux segments du bras, ainsi qu'une électrode d'enregistrement d'EMG de surface positionnée sur le biceps. On peut ainsi disposer, d'une part de l'angle du coude à l'aide des centrales d'attitude, et d'autre part de l'activité musculaire. Initialement, Le sujet tient un objet pesant en main (comme une haltère), bras tendu, ballant vers le bas. Au signal, il plie son bras pour ramener l'objet près du corps, puis déplie son bras pour revenir en position initiale. La base de signaux regroupe 4 personnes, chacune ayant réalisé 30 essais ; on a donc 120 essais au total. Une première étape consiste, pour chaque essai, à déterminer l'instant de début d'activation t_a de l'activité musculaire. Pour cela, on s'appuie sur des méthodes de détection de changements abrupts (détaillées plus loin, voir chapitre 4). Également, avec le même type de traitements, on détermine l'instant t_d de détection du mouvement à l'aide des centrales d'attitude (voir figure 2.8).

On calcule alors pour chaque essai le délai $\Delta = t_d - t_a$. La figure 2.9 montre la répartition des délais de détection sur l'ensemble des 120 essais.

La moyenne des délais entre la détection par les centrales d'attitude et celle effectuée sur l'activité musculaire est de 110 ms. Cet écart, bien que significatif, reste faible

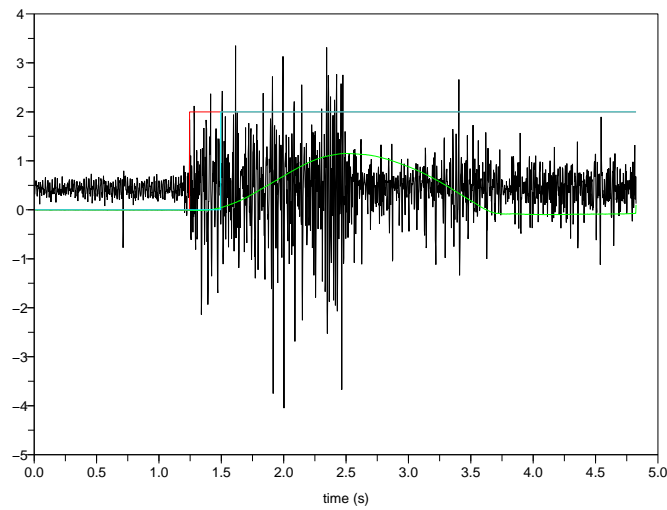


FIG. 2.8 – Instant de détection (rouge) du début de l'activité musculaire (noir), et instant de détection (bleu) du début du mouvement sur les centrales d'attitude (vert)

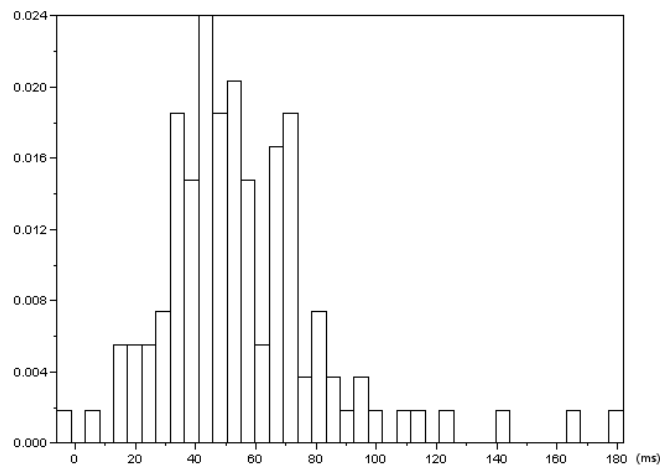


FIG. 2.9 – Histogramme de répartition des délais entre la détection par les centrales et celle basée sur l'EMG.

face à la durée totale des mouvements auxquels nous nous intéresserons par la suite, qui est de l'ordre de quelques secondes. L'utilisation de tels capteurs de mouvement est donc complètement compatible avec les applications que nous visons.



2.5 Conclusion

Les micro-accéléromètres et micro-magnétomètres développés ces dernières années permettent d'envisager des systèmes « faible coût » de capture du mouvement humain. La combinaison de ces deux modalités complémentaires donne de bons résultats dans le cas statique. Dans le cas dynamique, l'usage des seuls magnétomètres est à envisager, et ne peut se faire que sous certaines conditions sur la nature du mouvement. Il est important de souligner ici que cette dernière approche comporte deux restrictions majeures. D'une part, il est impossible d'observer une rotation autour de l'axe du champ magnétique terrestre ; toutefois, ce type de mouvements demeure rare dans des applications liées à l'étude du mouvement humain, grâce à l'orientation spécifique du champ magnétique sous nos latitudes¹. Les mouvements humains observables peuvent être par exemple ceux où l'angle de roulis est nul : c'est le cas de tous les mouvements effectués dans le plan sagittal, comme la marche ou le lever de chaise. D'autre part, si le champ magnétique terrestre est perturbé par une autre source magnétique (objet ferromagnétique, transmission radio, ...), l'estimation angulaire sera erronée, notre approche considérant un environnement sans perturbations. Il s'agit là d'un axe d'amélioration important, qui pourrait mener à une solution plus générale. Toutefois, soulignons que l'environnement est généralement non perturbé, l'intensité du champ magnétique décroissant en $1/r^3$, où r est la distance par rapport à la source. Le fait est que la boussole est utilisée pour la navigation depuis des siècles, et son utilité n'a jamais été contestée...

Un avantage majeur du micro-système développé est sa facilité d'utilisation, notamment d'installation sur le sujet, ce qui permet de mettre en place une expérimentation très rapidement. De plus, il est portable et autonome grâce à sa faible consommation, et fournit des mesures précises : ils constitue donc un outil de choix pour l'analyse du mouvement humain. Notre approche permet aussi de combiner l'information d'orientation avec les données issues d'un accéléromètre, afin d'en séparer les composantes gravitationnelle et cinématique. Cette dernière peut se révéler extrêmement utile pour des analyses biomécaniques. Au final, un tel système de capture du mouvement nous donne accès aux mêmes informations que pourrait fournir un système opto-électronique, à un coût bien moindre, et avec une facilité d'utilisation incomparable.

¹Toutefois, à l'instar de J. Verne, on notera qu'aux pôles, cet axe est confondu avec la verticale locale, empêchant alors l'observation de rotations autour de la verticale, ce qui peut être gênant pour l'analyse biomécanique. On pourra rétorquer que les pôles terrestres ne sont de toute façon pas des lieux privilégiés pour l'étude du mouvement humain...

Fin de la première partie

Thèse défendue

Lorsqu'on s'intéresse aux déficiences motrices qui touchent les membres inférieurs, il est important de noter que la partie supérieure du corps (tronc, bras), ainsi qu'une jambe dans le cas de l'hémiplégie et de l'amputation, restent sous l'influence volontaire de la personne. En conséquence, dès lors qu'un système de rééducation ou de suppléance fonctionnelle est envisagé pour contrôler de manière externe la posture et le mouvement, une question importante est l'interaction entre : a) le système artificiel contrôlant les parties déficientes du corps et b) le système naturel représenté par les actions volontaires du patient sur ses membres valides (voir figure 2.10).

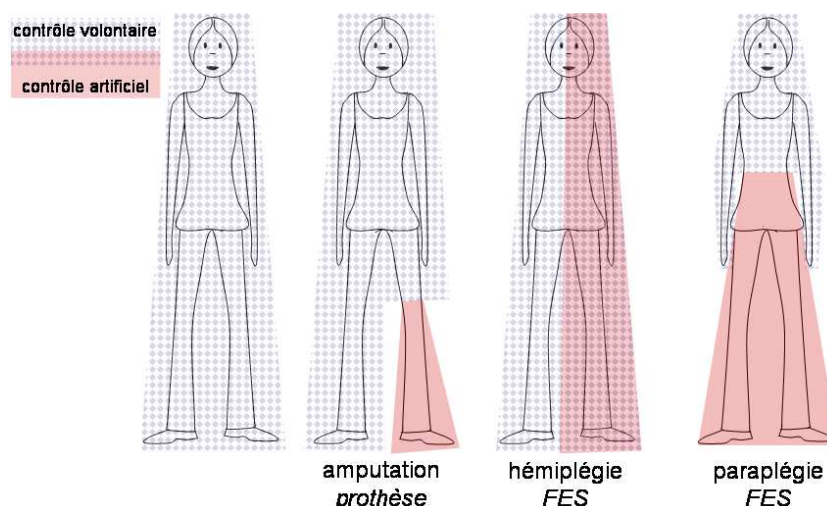


FIG. 2.10 – Exemples de déficiences motrices des membres inférieurs, et cohabitation entre contrôle volontaire et artificiel pour différentes techniques de restauration fonctionnelle.



Dans la majorité des systèmes à base de FES, les mouvements volontaires des membres valides sont considérés comme des perturbations. Chez le sujet sain, les mouvements du tronc ont un impact majeur dans la gestion de l'équilibre, et il est donc indispensable qu'une collaboration existe chez les patients entre mouvements volontaires et artificiels. Notre objectif est de rendre au patient souffrant de déficiences des membres inférieurs, au travers de ses membres valides, son rôle de « joystick » de la posture et de la marche. Les mouvements du tronc et/ou de la jambe valide seront utilisés pour guider le contrôle effectué sur les parties déficientes. Cette approche est également un moyen de redonner au patient un rôle actif dans le contrôle artificiel du mouvement, le remplaçant au centre de la boucle de contrôle, plutôt que de lui imposer un mouvement arbitraire sur ses membres déficients.

Cette nécessité de collaboration entre les membres valides et déficients nous a conduit à imaginer le schéma de fonctionnement suivant : **observer les parties valides du corps pour améliorer le contrôle des membres déficients**. Ceci implique d'utiliser des capteurs capables de nous renseigner sur les actions volontaires du patient. Notre approche consiste donc à placer des micro-capteurs de mouvement sur les membres valides du patient (tronc, jambe saine, ...) pour optimiser l'interaction contrôleur artificiel ↔ contrôleur naturel à deux niveaux :

- Stratégique : Détecter et reconnaître au plus tôt le mouvement que la personne veut effectuer : rester sur place, se lever, marcher en ligne droite, tourner... , et ce parmi un grand nombre de possibilités.
- Tactique : Estimer les valeurs des paramètres qui sont impliqués dans le mouvement en cours, afin d'établir une commande adaptée pour les membres déficients.

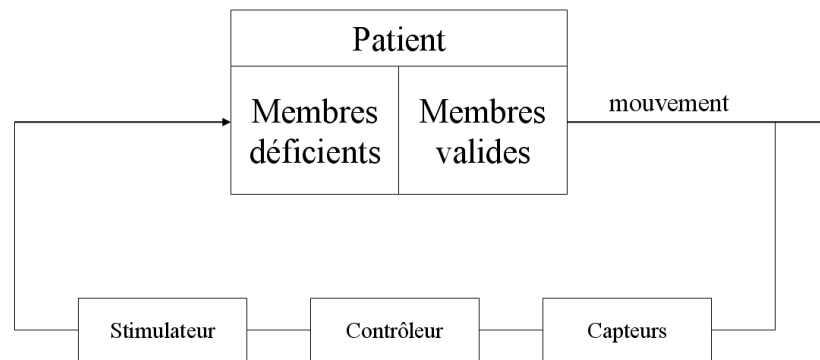


FIG. 2.11 – La boucle que nous proposons de fermer avec les capteurs de mouvement replace le patient au centre du contrôle.

Une contrainte importante est la réduction du nombre et de la taille des capteurs impliqués dans l'observation du mouvement, afin de proposer des solutions réalistes pour des systèmes de rééducation ou de suppléance fonctionnelle qui sont destinés à être utilisés par des médecins, kinésithérapeutes, ou par les patients eux mêmes. Les centrales d'attitude que nous nous proposons d'utiliser ont un encombrement très réduit, grâce à l'emploi de micro-capteurs ; il reste maintenant à limiter au strict minimum le nombre de capteurs nécessaires. Ceci passera par l'introduction dans les méthodes de traitement d'une connaissance *a priori* du mouvement que l'on souhaite observer, c'est à dire un modèle de ce mouvement.

Notre approche nécessite donc la spécification de deux classes de fonctions, qui utiliseront les mesures capteur des mouvements des membres valides comme entrée : d'une part, des « fonctions S_{ij} » assurant la détection de l'intention du patient, correspondant au passage d'une tâche (posture ou mouvement) à une autre ; la définition de telles fonctions de transition fera l'objet du chapitre 4. D'autre part, on cherchera à spécifier des « fonctions C_i » assurant le suivi du mouvement en cours, et correspondant donc à des fonctions de commande au sein d'une tâche donnée ; ceci sera abordé au chapitre 3. Ces deux aspects

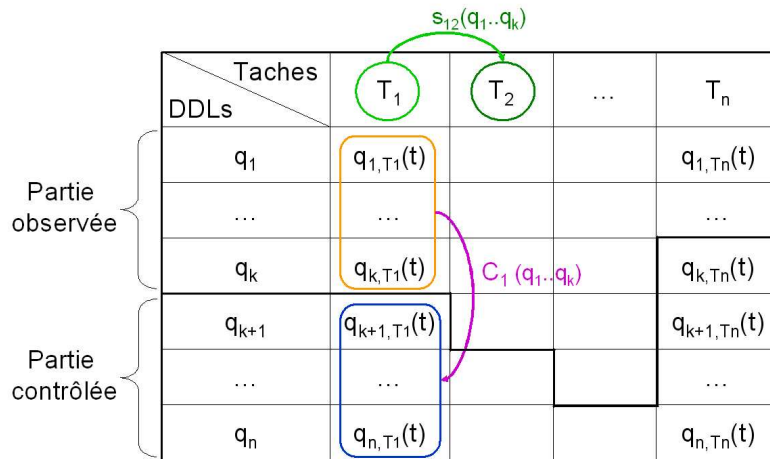


FIG. 2.12 – Les colonnes représentent des tâches T_1, T_2, \dots, T_n ; les lignes représentent des degrés de liberté : certains sont observés $q_1, q_2 \dots q_k$, d'autres contrôlés : $q_{k+1}, q_{k+2} \dots q_n$. On cherche à déterminer pour chaque tâche une fonction de commande C , et des fonctions de transition S . Le nombre de degrés de libertés observés ou commandés dépend de la tâche en cours.

peuvent être placés dans un même cadre, que l'on peut représenter par le tableau de la figure 2.12. Le chapitre 4, correspondant au niveau stratégique, fait appel à des notions présentées dans le chapitre traitant du niveau tactique, et pour cette raison a été placé à sa suite.

Ce cadre de travail mélange des comportements discrets (transitions d'une action à une autre) et des comportements continus (fonctions de commande). Cette dualité implique la mise en place d'une architecture de commande hybride, hiérarchique, permettant l'intégration de ces deux aspects. Cette question sera abordée au chapitre 5.

Deuxième partie

Deux niveaux de coordination

Chapitre 3

Niveau tactique : suivi d'un mouvement en cours

And, of course, stability isn't nearly so spectacular as instability.

Aldous Huxley, *Brave New World*, 1932

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser au niveau **tactique** de l'interaction patient/contrôleur artificiel : il s'agit là d'observer un mouvement en cours sur les membres valides du patient pour élaborer en temps réel une commande à appliquer sur ses membres déficients. On cherche donc à extraire des paramètres, à mesurer des variables du mouvement en cours, variables qui pourront ensuite être utilisées par un dispositif de commande, qu'il s'agisse de stimulation électrique fonctionnelle ou d'une prothèse active. La partie valide du corps du patient est au centre de la commande, puisqu'elle vient en quelque sorte « téléopérer » les membres déficients.

Dans le cadre du tableau présenté lors de l'annonce de la thèse défendue, cela revient à définir les fonctions de commande C_i au sein d'une tâche donnée. Nous tenterons dans ce chapitre de décrire une méthodologie de conception de ces fonctions C . Pour cela, nous allons nous attacher à la description complète de la méthode de conception d'une fonction de commande.

La marche comme illustration

Puisque nous sommes intéressés par la rééducation ou la suppléance fonctionnelle des membres inférieurs, la marche est bien entendu le mouvement-exemple par excellence, étant à la base de la locomotion, et donc d'une utilité première pour les



patients. De plus, la coordination du mouvement entre les deux jambes est d'une importance capitale durant la marche, qui fournit donc un cadre privilégié à la mise en place de notre approche. Plus précisément, nous allons nous pencher sur un exemple bien particulier : la rééducation de la marche chez le patient hémiparétique à l'aide de l'électro-stimulation. Aujourd'hui, on utilise dans les centres de rééducation des séquences de stimulations préprogrammées, déclenchées par des capteurs (de contact sous les pieds, par exemple), le thérapeute ou encore le patient lui-même. Le fait est que la marche effectuée par les patients présente une grande variabilité au long d'une même séance de rééducation, souvent même d'un pas à l'autre ; en conséquence, la stimulation musculaire de la jambe affectée devrait s'adapter aux changements. Les systèmes utilisant des capteurs externes (Meadows *et al.*, 1992) ou des électrodes implantées mesurant l'activité nerveuse (Burrige *et al.*, 2005) utilisent des séquences de stimulation préprogrammées. Lorsque qu'on applique une FES sur un ensemble de muscles chez l'hémiparétique, le **déroulement temporel** de la stimulation est d'une importance cruciale pour optimiser l'utilisation des systèmes sensori-moteurs encore fonctionnels, de manière à obtenir une marche la plus symétrique possible. Pour cela, on a souvent recours à des capteurs pour récupérer de l'information concernant le mouvement en cours. Bien sûr, l'information issue de ces capteurs doit être traitée de manière à pouvoir générer une commande de stimulation adaptée au mouvement observé. Le fonctionnement envisagé est donc le suivant : *les informations d'un ou plusieurs capteurs placés sur la jambe valide sont utilisées pour élaborer la commande de la jambe déficiente de manière à ce que son mouvement soit synchronisé avec celui de la jambe observée.*

Le problème revient alors à générer en temps réel une trajectoire pour le dispositif artificiellement contrôlé : trajectoire articulaire par exemple, ou trajectoire en terme d'activations musculaires dans le cas de l'électro-stimulation. Le problème de la conception des lois de commande est un problème bien connu en robotique. Des solutions efficaces existent aujourd'hui pour générer des trajectoires complexes de robots manipulateurs, permettant d'éviter des obstacles, d'optimiser la consommation d'énergie ou le temps de cycle . Cependant, de nombreuses recherches se penchent toujours sur ce problème pour certaines classes de robots mobiles. En effet, il est difficilement envisageable d'utiliser des trajectoires précalculées lorsque le besoin de s'adapter en temps réel à des impératifs de commande ou à des changements inattendus de l'environnement apparaît (Guilbert, 2007). Dans le cas de la robotique bipède, le calcul des trajectoires des jambes doit préserver des invariants dans la posture et assurer une certaine forme de stabilité. Cette question fait l'objet



de différentes réponses dans la littérature, dont on peut trouver une vue d'ensemble dans (Wieber, 2000 ; Azevedo *et al.*, 2007a). Parmi elles, on peut citer le calcul de trajectoires optimales dans différents espaces, des trajectoires dérivées de la marche passive, ou encore l'utilisation d'une commande prédictive. Lorsqu'on s'intéresse à la génération de mouvements cycliques, comme la marche, une approche apparue relativement récemment (Ijspeert, 2001) consiste à utiliser le concept du CPG (pour Central Pattern Generator, en anglais), qui se fonde sur l'utilisation d'un oscillateur. Cette dernière approche est particulièrement adaptée au problème de la coordination lorsque le système met en jeu un grand nombre de degrés de liberté, et sera donc celle sur laquelle nous nous focaliserons par la suite.

Dans notre contexte de « téléopération » de la jambe déficiente par la jambe valide, nous cherchons finalement à **synchroniser**¹ la commande avec les informations capteur. La suite de ce chapitre va donc proposer une solution d'intégration d'entrées sensorielles dans une architecture de génération de trajectoire à base de CPG. Pour cela, après une présentation du concept CPG et de son application à la génération de trajectoires, nous mettrons en évidence un lien existant entre la synchronisation et la théorie des observateurs, pour finalement présenter notre approche et évaluer ses performances.

3.2 Le concept du CPG

3.2.1 Bases Biologiques

La problématique du temps et des horloges dans la nature fourmille d'exemples plus « lumineux » les uns que les autres, à l'image des lucioles qui synchronisent leur activité fluorescente pour attirer plus efficacement les femelles (Winfrey, 1987). De nombreuses formalisations et modèles de représentation du temps en biologie ont été proposés (Schoner, 2001), et certains actes moteurs font également appel à des horloges afin de synchroniser le mouvement avec un stimulus extérieur, ou de coordonner différents éléments du mouvement.

Selon certaines théories, les mouvements pourraient être séparés en deux catégories : l'une où la commande des centres supérieurs du système nerveux central est

¹La définition de la synchronisation peut varier d'une communauté à une autre : même fréquence et différence de phase nulle, ou même fréquence et différence de phase stable. Dans la suite, on cherchera à identifier **la** phase d'un système ; c'est donc la première définition qui sera retenue (différence de phase nulle).

prépondérante (par exemple, attraper un objet); l'autre où la part belle est faite aux réflexes (retrait d'un membre qui subit un stimulus douloureux), induits par le système nerveux périphérique. Certains actes moteurs cycliques seraient coordonnés grâce à une **interaction** entre un petit réseau neuronal spécifique, souvent appelé CPG et situé dans le système nerveux central, et des signaux périphériques afférents générés par les mouvements eux-mêmes (Grillner, 1985). Ce mécanisme se situe en quelque sorte entre les deux pôles que sont les **réflexes** et la **commande centrale**. Cette organisation est assez générale, bien que ses implémentations puissent différer d'une espèce à une autre. On trouverait de nombreux CPG à l'intérieur d'un même SNC, oeuvrant pour différents actes moteurs (locomotion, respiration, mastication, ...) ou pour différents membres et muscles impliqués dans le même mouvement. Dans ce dernier cas, l'activité des différents CPG se synchronise de façon à assurer une bonne coordination des mouvements (Bernstein, 1967).

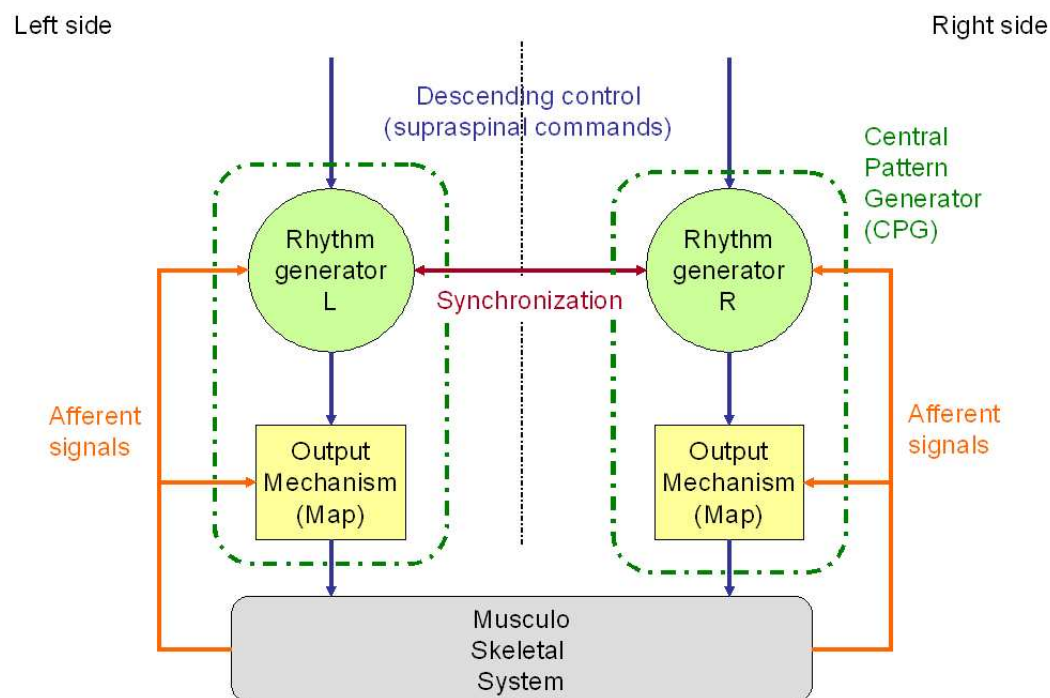


FIG. 3.1 – Contrôle du mouvement à l'aide d'un CPG. Ce diagramme est un modèle très simplifié de la réalité physiologique ; néanmoins, il constitue une base suffisante pour notre discussion.

Ainsi, un CPG peut être vu comme un générateur de rythme couplé à une mise en forme de la sortie : une partie du réseau va générer des signaux cycliques, coordonnés avec les signaux afférents et l'activité des autres CPG impliqués dans le mouvement.



Une fois ce rythme généré, il faut créer les commandes motrices adéquates. Une seconde partie du réseau se charge donc de mettre en forme les signaux rythmiques de façon à produire la sortie désirée (Prentice *et al.*, 1998) (voir fig. 3.1).

3.2.2 Deux options de modélisation

Deux options de modélisation du CPG s'offrent à nous : construire un réseau de neurones simulant son homologue biologique, ou utiliser un oscillateur sous la forme d'une équation différentielle. Dans les deux cas, il s'agit d'encoder le comportement désiré dans un cycle limite, ce qui implique que ces deux modélisations sont des systèmes non linéaires.

Réseau de neurones

Il est possible de modéliser un CPG en simulant un réseau de neurones *réels*. En employant le terme réel, nous tenons à marquer une différence par rapport aux modèles de neurones habituellement utilisés dans les réseaux de neurones d'apprentissage (type perceptron), qui sont des additionneurs à seuil ou à sortie non linéaire. Réel signifie ici que la **dynamique** du réseau (Koch et Segev, 1989) est simulée. Pour cela, les modèles utilisés doivent bien entendu prendre en compte le caractère temporel de l'évolution du potentiel du neurone, comme par exemple le modèle de Fitzhugh-Nagumo (Fitzhugh, 1961 ; Nagumo *et al.*, 1962). A partir du modèle de neurone, des interconnexions entre plusieurs neurones peuvent être définies pour modéliser un réseau ; le modèle suivant est classiquement utilisé (Tonnelier *et al.*, 1999) :

$$\frac{dx_i}{dt} = -c_i x_i + \sum_n^{j=1} W_{ij} g_j(x_j) \quad (i = 1, \dots, n) \quad (3.1)$$

où g_j est la fonction d'activation du neurone j ; sa valeur est en fait la sortie du neurone j . Ces fonctions d'activation sont non-linéaires, généralement modélisées par un seuil ou une sigmoïde. c_i est une constante de temps, W_{ij} est le poids de la connexion du neurone j vers i , et $x_i(t)$ est le potentiel du neurone i .

De nombreuses simulations prouvant la viabilité d'oscillations engendrées par un réseau de neurones sont décrites dans la littérature, une des plus citées étant celle de Matsuoka (Matsuoka, 1985) (voir aussi (Morishita et Yajima, 1972)). L'auteur y explore les différents schémas d'activation pouvant être produits par différents types de réseaux. Son modèle de neurone reste fixe d'une simulation à une autre, mais il teste de nombreux réseaux différents, et parvient à mettre en évidence certaines



propriétés.

Comme annoncé dans la section précédente (cf. 3.2.1), le rôle des entrées sensorielles est primordial pour le bon fonctionnement d'un CPG (Rossignol *et al.*, 1988), puisqu'il s'agit d'une interaction entre le réseau et l'environnement. Williamson (Williamson, 1998) montre qu'il est facile d'intégrer des entrées sensorielles à un réseau neuronal artificiel, afin de le faire interagir avec son environnement. De fait, lorsque les relations entre les entrées sensorielles et les sorties motrices sont connues ou faciles à concevoir, on peut simplement créer un réseau *ad hoc* intégrant ces caractéristiques entrées/sorties. Ainsi, Wadden et al. (Wadden et Ekeberg, 1998) construisent progressivement un réseau très complexe, simulant le contrôle d'une jambe complète, en partant d'un générateur de rythme, puis en y ajoutant les différentes entrées qu'ils souhaitent prendre en compte. Le même constat est applicable pour les entrées issues des centres supérieurs du SNC : (Rybak *et al.*, 2002) intègrent ainsi dans un même réseau à la fois des entrées sensorielles et des commandes de haut niveau.

L'analyse et la prédiction du comportement de tels réseaux (notamment en terme de stabilité) est un point crucial. Dans certains cas particuliers, simples, une telle analyse est possible : ainsi, (Tonnelier *et al.*, 1999) établit certaines propriétés d'un oscillateur composé de deux neurones, puis étudie les conditions de synchronisation de plusieurs oscillateurs de ce type entre eux. Toutefois, étant donnée la complexité due à la fois au modèle des éléments de base (les neurones) et au grand nombre d'interconnexions entre eux, il est vite difficile, voire impossible d'établir formellement des propriétés du réseau dans le cas général. Cette absence de connaissance du comportement futur du CPG que l'on pourrait construire est un inconvénient majeur de ce type de modélisation, et va nous inciter à nous pencher sur d'autres types de modèles.

Équations différentielles

Nous rappelons ici quelques résultats de base concernant les solutions périodiques des équations différentielles ordinaires (EDO). Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à l'ouvrage de (Pikovsky *et al.*, 2001), au chapitre 7.1 : « phase dynamics ». Nous considérons un système d'équations différentielles ordinaires :

$$\frac{d\mathbf{x}}{dt} = f(\mathbf{x}), \quad \mathbf{x} \in \mathfrak{R}^n \quad (3.2)$$

et nous supposons que ce système admet une solution périodique (de période T_0) stable : $\mathbf{x}_0(t) = \mathbf{x}_0(t + T_0)$. Notons ici qu'il est possible d'examiner les propriétés



mathématiques d'une équation différentielle donnée pour s'assurer de l'existence d'une telle solution ; un exemple de ce type de raisonnement sera mené plus loin en section 3.4.2. Dans l'espace de phase (espace dans lequel tous les états possibles du système sont représentés), cette solution est une trajectoire fermée, attractive dans un certain espace appelé bassin d'attraction, et appelée le *cycle limite* de l'équation (3.2) (voir figure 3.2). Un des exemples les plus classiques de système oscillant est l'équation de van der Pol :

$$\ddot{x} - \mu(1 - x^2)\dot{x} + \omega_0^2 x = 0 \quad (3.3)$$

où $\mu > 0$ et $\omega_0 > 0$.

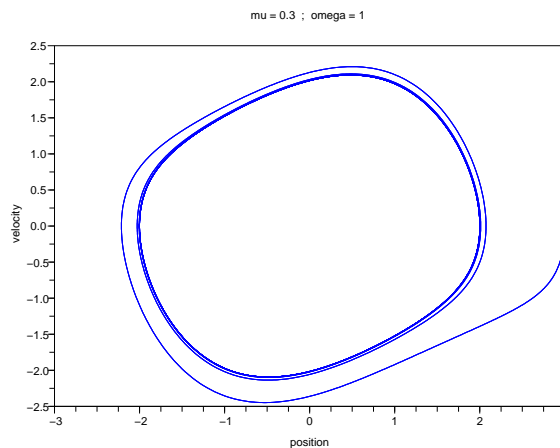


FIG. 3.2 – Cycle limite de l'équation de van der Pol pour $\mu = 0.3$ et $\omega_0 = 1$.

Nous pouvons introduire la phase φ (à ne pas confondre avec l'espace de phase), coordonnée le long du cycle limite, comme une variable qui croît uniformément dans la direction du mouvement, et augmentant de 2π à chaque rotation. Elle obéit donc à l'équation suivante :

$$\frac{d\varphi}{dt} = \omega_0 \quad (3.4)$$

où $\omega_0 = 2\pi/T_0$ est la fréquence des oscillations propres.

De l'équation 3.4 découle une propriété importante de la phase : c'est une variable neutre, dans le sens où une perturbation de la phase va perdurer dans le temps. Considérons maintenant l'effet d'une petite perturbation périodique sur les oscillations propres de notre système dynamique :

$$\frac{d\mathbf{x}}{dt} = f(\mathbf{x}) + \epsilon \mathbf{p}(\mathbf{x}, t) \quad (3.5)$$



où l'entrée $\epsilon \mathbf{p}(\mathbf{x}, t) = \epsilon \mathbf{p}(\mathbf{x}, t + T)$ a pour période T généralement différente de T_0 . Nous faisons ici l'hypothèse que l'entrée est proportionnelle à un paramètre ϵ faible ($\epsilon \ll 1$), et ne considérons par la suite que des effets du premier ordre en ϵ . La perturbation externe pousse la trajectoire hors du cycle limite, mais comme elle reste faible et que le cycle est stable, la trajectoire ne s'écarte que légèrement de la trajectoire originale $\mathbf{x}_0(t)$. Il s'agit en fait de la définition de la stabilité orbitale (voir (Westervelt *et al.*, 2007), chapitre 4, page 86). Les perturbations dans les directions transverses au cycle limite restent petites et diminuent avec le temps (effet attracteur du cycle), tandis que les perturbations de phase peuvent être importantes et se conservent dans le temps (voir également figure 3.3); c'est ce principe qui garantit la possibilité de synchronisation du système avec une force extérieure. Il existe des outils d'analyse et de représentation des conditions de synchronisation d'un oscillateur avec une force extérieure ou avec un autre oscillateur (voir à nouveau (Pikovsky *et al.*, 2001)).

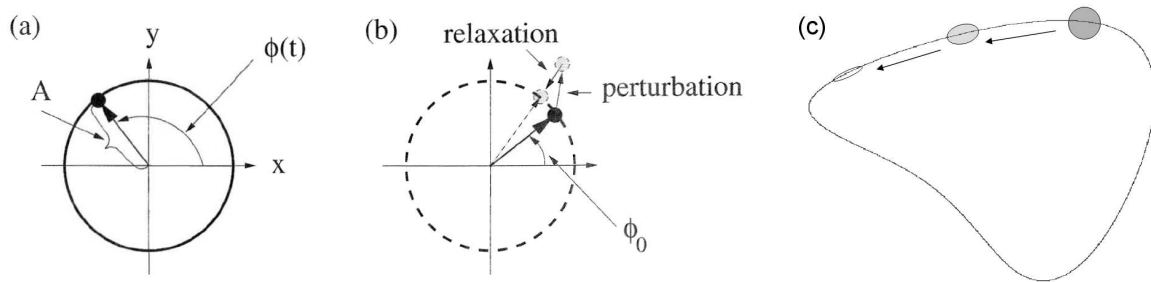


FIG. 3.3 – a) Un oscillateur autonome peut être décrit par sa rotation de phase le long du cycle limite. b) Dans un repère à coordonnées tournantes, si le point est écarté de sa trajectoire, la perturbation d'amplitude finit par disparaître, tandis que la perturbation de phase demeure. c) Convergence le long du cycle limite d'un nuage de points aux conditions initiales légèrement différentes. Seule l'amplitude converge, les écarts de phase restent inchangés. Cycle généré avec l'algorithme SF-AMPG, voir annexe C.

On peut avoir besoin de définir la variable de phase de façon à ce qu'elle augmente uniformément selon l'équation 3.4 pas seulement sur le cycle limite, mais également dans son voisinage. Pour cela, on définit les courbes *isochrones* au voisinage du cycle limite (Guckenheimer et Holmes, 1990). L'idée consiste à observer le système dynamique à la manière d'un stroboscope, à une fréquence étant exactement celle des oscillations propres du système. On construit alors une application Φ :

$$\mathbf{x}(t) \rightarrow \mathbf{x}(t + T_0) \equiv \Phi(\mathbf{x})$$



Cette construction est illustrée en figure 3.4. Choisissons un point \mathbf{P}^* sur le cycle, et relevons l'ensemble des points P dans son voisinage qui sont attirés vers \mathbf{P}^* sous l'action de Φ . Cet ensemble forme une hypersurface I de dimension $(M - 1)$, appelée isochrone, et traversant le cycle limite en \mathbf{P}^* . On peut tracer une courbe isochrone pour chaque point du cycle limite, et donc attribuer à cette hypersurface la phase du point \mathbf{P}^* ; on obtient finalement un paramétrage des isochrones : $I(\phi)$. Il est alors possible d'étendre la définition de la phase à tout le voisinage du cycle limite, en imposant que la phase reste constante sur chaque isochrone.

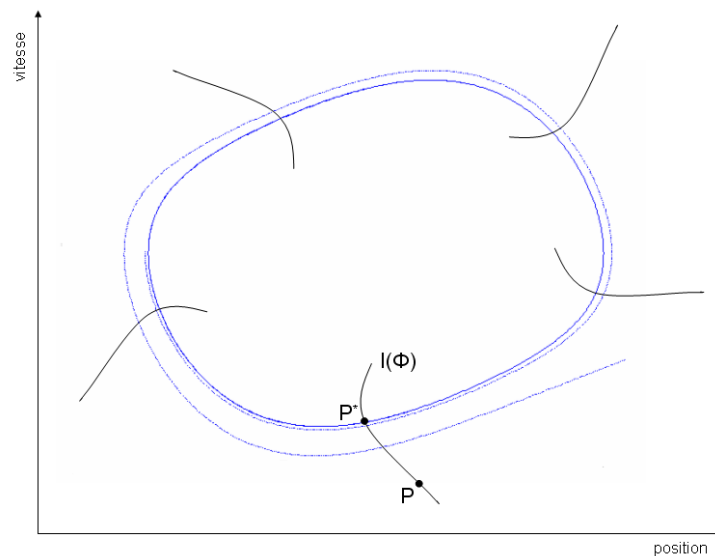


FIG. 3.4 – Isochrones au voisinage du cycle limite.

Modélisation : synthèse

On dispose donc de deux options de modélisation pour synthétiser un CPG. Les modèles à base de neurones artificiels présentent l'avantage de pouvoir facilement intégrer des entrées sensorielles. Toutefois, il est difficile, et le plus souvent impossible de prédire le comportement de tels réseaux, et donc de garantir des propriétés ou des performances du système. A l'inverse, la modélisation à base d'équations différentielles à sorties oscillantes propose un cadre de travail pour lequel on dispose d'outils d'analyse. En outre, le mimétisme, au sens structurel, ne nous intéresse pas : c'est le comportement du réseau, et non sa structure, qui est important pour nous. C'est donc sur une modélisation à base d'oscillateurs non-linéaires que nous allons travailler par la suite.



3.2.3 Application à la génération de trajectoires

Comme annoncé en introduction de ce chapitre, les architectures à base de CPG peuvent devenir particulièrement intéressantes en robotique lorsqu'on cherche à contrôler un grand nombre de degrés de liberté (DDLs) dont on cherche à assurer la coordination. L'idée de fond consiste à encoder la trajectoire désirée par un cycle limite stable. Ce concept a été largement exploré ces dernières années, notamment pour générer des trajectoires cycliques de divers robots en temps réel (Williamson, 1998 ; Ijspeert, 2001 ; Taga, 2000). Plusieurs arguments supportent ces architectures : stabilité intrinsèque due à la présence d'un cycle limite, capacité d'adaptation aux changements de rythme et d'amplitude (Righetti et Ijspeert, 2006), facilité d'implémentation (Lewis *et al.*, 2003), faible coût calculatoire même pour des systèmes présentant de nombreux DDLs devant être synchronisés, comme les robots marcheurs. La figure 3.5 présente un exemple d'architecture de commande à base de CPG.

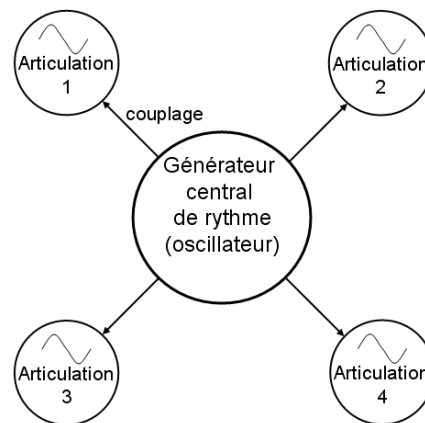


FIG. 3.5 – Ce schéma propose un exemple d'architecture de contrôle à base de CPG, dans laquelle un oscillateur central coordonne les commandes de 4 articulations.

Plus spécifiquement, plusieurs implémentations de CPG pour la commande des robots bipèdes ont été tentées en simulation (Lewis, 2002 ; Endo *et al.*, 2002 ; Taga, 2000). Malgré quelques succès dans des simulations 2D, le passage à la simulation 3D ou à l'expérimentation se heurte systématiquement à des problèmes de stabilité, principalement latérale. En effet, même si le mouvement de marche se déroule majoritairement dans le plan sagittal, l'équilibre fait lui intervenir les trois dimensions. Cela vient du fait que la génération de trajectoire est un problème différent de celui de la stabilité ; en pratique il est traité indépendamment, ce qui n'est pas forcément une bonne chose. Ainsi, les robots bipèdes contrôlés par ces CPG sont



souvent maintenus au niveau des hanches (Endo *et al.*, 2002 ; Lewis *et al.*, 2003). Ce problème disparaît pour les quadrupèdes, hexapodes, . . . pour lesquels la stabilité est en grande partie assurée par la conception mécanique.

Interaction avec l'environnement : intégration d'entrées sensorielles

La question de l'adaptation de tels systèmes à des modifications de l'environnement, à des contraintes, ou à des informations proprioceptives en intégrant des signaux sensoriels est rarement traitée. On peut toutefois mentionner quelques travaux récents qui donnent un bon aperçu de l'état de l'art dans ce domaine : (Wang *et al.*, 2005) présentent un robot-poisson capable d'éviter des obstacles à l'aide d'un capteur infrarouge, dont la sortie permet au système de sélectionner une stratégie motrice parmi un ensemble de comportements prédéfinis, encodés par autant de CPGs. (Fukuoka *et al.*, 2003) modulent la phase d'un oscillateur en fonction de la mesure de l'inclinaison du corps pour contrôler un robot quadrupède sur un terrain irrégulier. Une approche similaire est suivie par (Dong *et al.*, 2006). Dans (Aoi et Tsuchiya, 2004), un capteur de contact placé sous un pied réinitialise un oscillateur qui assure la coordination de la marche d'un robot bipède. (Simoni et DeWeerth, 2007) proposent une architecture de commande d'un système mécanique rigide à une articulation, basée sur un CPG intégrant le retour d'un capteur de position.

De fait, dans ce cadre de travail mettant en jeu des oscillateurs, il y a un manque d'outils de conception. De nombreux outils d'analyse sont disponibles (Pikovsky *et al.*, 2001 ; Guckenheimer et Holmes, 1990), mais peu d'outils de conception, comme l'ont remarqué précédemment (Bailey, 2004) et (Righetti *et al.*, 2006). De manière générale, de tels outils devraient permettre de répondre à des problématiques du type : comment construire un CPG intégrant telles commandes extérieures, tels signaux sensoriels, ayant tel cycle limite pour comportement, et garantissant des propriétés de stabilité, de synchronisation, . . .

Dans la suite de ce chapitre, nous allons donc proposer une méthode de conception de CPG, centrée sur la question de la synchronisation avec un signal d'entrée.

3.2.4 La question

Il ressort de la littérature que la question d'utiliser des mesures capteur de manière *continue* pour entraîner un CPG coordonnant plusieurs articulations est encore ouverte. Plus précisément, nous considérons un oscillateur forcé par la mesure



d'un capteur donnant une information du premier ordre par rapport au mouvement. Quelque soit la technologie utilisée, cette information est supposée représenter de manière continue le mouvement cyclique du système. L'architecture de commande qui en résulte peut être représentée par le schéma de la figure 3.6.

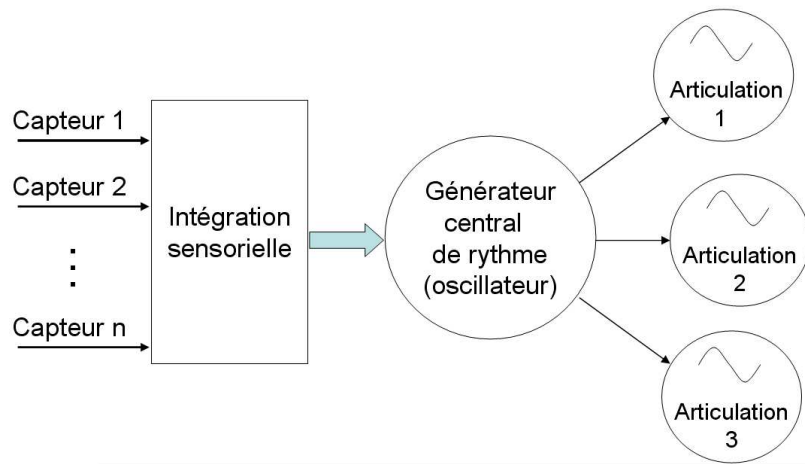


FIG. 3.6 – Intégration d'entrées sensorielles dans une architecture à base de CPG

Cette question fait bien écho au problème que nous nous étions fixés en début de chapitre, à savoir la génération en ligne d'une commande d'électrostimulation fonctionnelle pour la jambe affectée d'un patient hémiparétique, à partir des informations d'un capteur placé sur la jambe valide. En quelque sorte, le CPG peut être vu comme un filtre dynamique, filtrant les mesures pour en extraire les informations nécessaires au calcul de la commande (voir fig. 3.7). Dans le cas qui nous concerne, c'est principalement l'information temporelle du mouvement, sa phase², qui nous intéresse. De ce fait, on va chercher à *synchroniser* l'oscillateur sur la mesure. Finalement, la question posée initialement peut se re-poser de la manière suivante : « comment construire un oscillateur dont on puisse assurer la synchronisation par rapport à une entrée capteur donnée ? » Notons ici que nous n'adressons pas le problème de stabilité posturale ; nous faisons en effet l'hypothèse (vérifiée en pratique) que le patient hémiparétique est lui même capable de maintenir son équilibre.

²Ce problème d'estimation de phase d'un signal possède une solution bien connue : la transformée de Hilbert (Bracewell, 1986). Toutefois, cette méthode ne fonctionne que hors-ligne, et n'est donc pas utilisable dans une architecture de commande temps-réel.

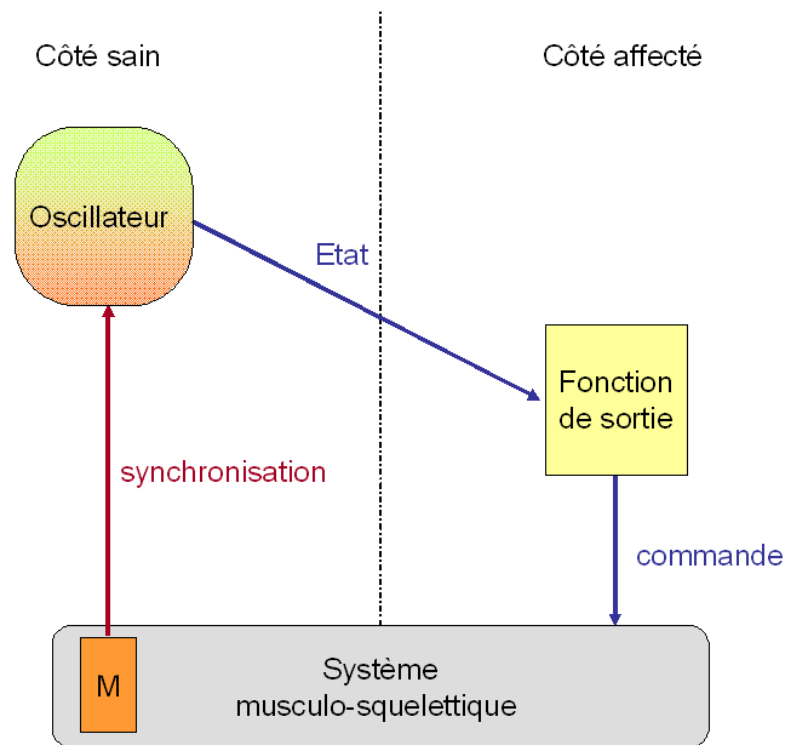


FIG. 3.7 – L'oscillateur peut être vu comme un filtre dynamique

3.2.5 Synchronisation et observation

Il existe un lien entre la synchronisation et la théorie des observateurs, lien explicité par (Nijmeijer et Mareels, 1997), et qui s'est révélé être d'un grand intérêt dans certaines applications de télécommunication (Carroll et Pecora, 1991). Le problème de synchronisation est vu comme un problème d'observation, pour lequel on dispose d'une batterie d'outils de conception.

La théorie des observateurs, venant de la théorie des systèmes, a été introduite dans les années 1960 par Luenberger (Luenberger, 1964 ; Luenberger, 1971). Le rôle d'un observateur est d'estimer les variables d'état x du système Σ , en n'ayant accès qu'à sa sortie y et à son entrée u . Il s'agit de construire une copie Σ' du système Σ , dans laquelle on injecte, en plus de l'entrée u , la sortie y de Σ (voir figure 3.8).

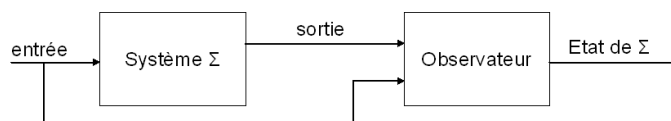


FIG. 3.8 – Principe de l'observateur : reconstruction de l'état du système



On considère le système Σ suivant :

$$\Sigma : \begin{cases} \dot{x} = f(x) + g(u) \\ y = h(x) \end{cases} \quad (3.6)$$

et sa copie Σ' dans laquelle on injecte la sortie y de Σ :

$$\Sigma' : \begin{cases} \dot{\hat{x}} = f(\hat{x}) + g(u) + K(\hat{y} - y) \\ \hat{y} = h(\hat{x}) \end{cases} \quad (3.7)$$

Si le système Σ est observable, et si le gain K est correctement choisi, alors le comportement de l'observateur va converger vers le comportement du système d'origine. Lorsque l'erreur de sortie $(\hat{y} - y)$ est nulle, l'état de l'observateur est exactement celui de Σ : l'observateur est en quelque sorte synchronisé avec le système qu'il observe.

La théorie de Luenberger présente des observateurs déterministes, qui convergent asymptotiquement vers le comportement du système observé. Ils sont à rapprocher des travaux de Kalman (Kalman, 1960), qui a également formulé des observateurs considérant des systèmes stochastiques. Le lecteur pourra se référer à (Kailath, 1980) (chapitre 4) pour plus de détails concernant les liens et différences entre ces différents types d'observateurs. Dans la suite, les systèmes sont considérés déterministes : nous suivons donc le formalisme de Luenberger.

Observateurs dans le cas linéaire

Dans le cas linéaire, le système Σ peut se s'écrire sous la forme :

$$\Sigma : \begin{cases} \dot{x} = Ax + Bu \\ y = Cx \end{cases} \quad (3.8)$$

La condition d'observabilité de ce système (voir (Kailath, 1980) pour une description complète des conditions d'observabilité des systèmes linéaires) se réduit à :

$$\text{Ker} \begin{pmatrix} C \\ CA \\ \vdots \\ CA^{n-1} \end{pmatrix} = \{0\} \quad (3.9)$$

où n est l'ordre du système. Si cette condition est satisfaite, il est possible de construire un observateur qui aura la forme suivante :

$$\Sigma' : \begin{cases} \dot{\hat{x}} = A\hat{x} + Bu + K(\hat{y} - y) \\ \hat{y} = C\hat{x} \end{cases} \quad (3.10)$$



La forme générale de cet observateur est commune aux deux théories de Luenberger et de Kalman ; la différence vient du fait que dans la théorie du Luenberger, le gain K est fixe, tandis qu'il est réévalué à chaque instant dans la théorie de Kalman. Considérons l'erreur $e = \hat{x} - x$; elle obéit à la dynamique :

$$\begin{aligned}
 \dot{e} &= \dot{\hat{x}} - \dot{x} \\
 &= A\hat{x} + Bu + K(\hat{y} - y) - Ax - Bu \\
 &= A\hat{x} + KC\hat{x} - KCx - Ax \\
 &= (A + KC)(\hat{x} - x) \\
 &= (A + KC)e
 \end{aligned} \tag{3.11}$$

La dynamique de l'erreur est donc entièrement déterminée par la matrice $A + KC$; on choisit alors K de manière à ce que les valeurs propres de $A + KC$ soient négatives, ce qui assure la convergence de l'erreur vers 0, et donc de \hat{x} vers x .

Observateurs dans le cas non linéaire

Dans le cas non linéaire, la construction d'un observateur n'est pas toujours évidente. Toutefois, en s'inspirant du cas linéaire, il est possible de construire un observateur non linéaire pour lequel on saura linéariser la dynamique d'erreur. Il faut pour cela choisir un système appartenant à la classe de *Lur'e*, du type :

$$\Sigma : \begin{cases} \dot{x} = Ax + f(y, t) + Bu \\ y = Cx \end{cases} \tag{3.12}$$

pour lequel la non-linéarité f est fonction de la sortie uniquement.

L'observateur est alors de la forme :

$$\Sigma' : \begin{cases} \dot{\hat{x}} = A\hat{x} + f(y, t) + Bu + K(\hat{y} - y) \\ \hat{y} = C\hat{x} \end{cases} \tag{3.13}$$

et si l'on écrit l'équation de la dynamique de l'erreur, on obtient de nouveau :

$$\begin{aligned}
 \dot{e} &= \dot{\hat{x}} - \dot{x} \\
 &= A\hat{x} + f(y, t) + Bu + K(\hat{y} - y) - Ax - f(y, t) - Bu \\
 &= (A + KC)e
 \end{aligned} \tag{3.14}$$

Remarque : Si l'on peut écrire la dynamique de l'erreur sous une forme linéaire, c'est bien parce que le terme $f(y, t)$ de l'équation d'état de l'observateur est fonction de y et non de \hat{y} : la non linéarité est fonction de la sortie uniquement. Si la non



linéarité dépendait également de x (et donc de \hat{x} dans l'équation de l'observateur), on ne pourrait effectuer ce raisonnement.

Note : Pour les systèmes non-linéaires, l'observation reste un domaine où la recherche est très active; l'utilisation la plus commune est l'emploi d'un filtrage de Kalman étendu, où l'on vient linéariser le système à chaque point de fonctionnement. Il existe d'autres approches pour la construction d'observateurs non linéaires. L'une d'entre elles, développée par le groupe de Slotine (Wang et Slotine, 2004 ; Slotine, 2002 ; Lohmiller et Slotine, 1998), est appelée « Contraction analysis ». Globalement, il s'agit de trouver, pour une équation différentielle non linéaire donnée, un espace des variables d'état x pour lequel la dynamique de l'observateur peut converger vers celle du système d'origine.

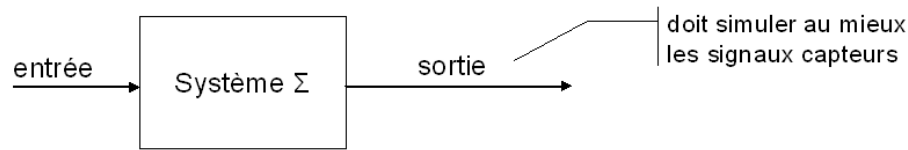
3.2.6 Synthèse : méthodologie de conception d'un CPG intégrant une entrée sensorielle

Notre but est de construire un oscillateur dont on puisse assurer la synchronisation par rapport à une entrée capteur donnée (cf. figure 3.7). Si nous voulons utiliser la théorie des observateurs, un modèle du système à observer est nécessaire. *Un modèle de l'entrée capteur n'est pas systématiquement disponible a priori. Cela peut être le cas dans certaines applications robotiques, où la structure et la commande du système sont connues. Dans l'application que nous considérons, nous ne disposons pas de modèle a priori de la sortie du capteur de mouvement placé sur la jambe valide pendant la marche, ce qui va nous inciter à en construire un.* Nous proposons donc la méthodologie suivante, en deux étapes (cf. figure 3.9) :

1. **Construire un modèle qui simule au mieux les signaux de marche que l'on mesure à l'aide de nos capteurs**
2. **Construire un observateur de ce système, dans lequel on injectera les mesures**

Pour simuler une mesure capteur cyclique, deux options s'offrent à nous : soit choisir un système linéaire comme modèle, et lui fournir une entrée cyclique u (par exemple, une entrée sinusoïdale); dans ce cas, le système linéaire met en forme cette entrée de manière à ce que sa sortie simule correctement la mesure capteur. Un problème apparaît alors : il faut fournir une entrée cyclique u dont la fréquence s'adapte à celle de la mesure. Ce problème a été exploré par (Righetti *et al.*, 2005), mais les solutions proposées s'adaptent trop lentement aux changements de fréquence pour être exploitables dans les applications de commande visées ici. Nous allons

1.



2.

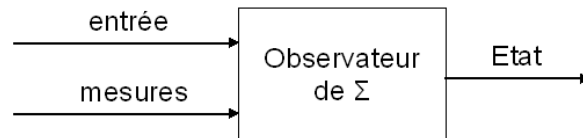


FIG. 3.9 – Méthodologie de construction du CPG artificiel

donc utiliser comme modèle un système capable de générer une sortie cyclique sans nécessiter d'entrée; ce système est donc un oscillateur **non linéaire**, générant de manière **autonome** un signal **cyclique**. Le signal d'entrée disparaît donc du schéma de la figure 3.9.

3.3 Methodologie de conception d'un CPG : un exemple en détail

Nous venons d'exposer les grandes lignes de la méthodologie que nous proposons pour la conception d'un CPG. Dans cette section, nous allons suivre en détail, sur un exemple, cette méthodologie. L'exemple est bien entendu celui de l'observation de la marche humaine à l'aide d'un capteur de mouvement placé sur une jambe. Selon (Duyssens *et al.*, 2002), durant la locomotion chez l'homme, les entrées sensorielles qui semblent le plus contribuer à la modulation du CPG naturel sont les récepteurs de pression sous les pieds, ainsi que la position (angulaire) des articulations (des jambes en l'occurrence). Observer la position angulaire d'une articulation de la jambe durant la marche devrait donc permettre de fournir à notre oscillateur une information pertinente. On peut remonter à l'angle de la hanche en connaissant l'orientation absolue du bassin et de la cuisse; comme l'inclinaison du bassin par rapport à la verticale (dans le plan sagittal) ne varie que très peu durant la marche (Winter, 1987), la seule inclinaison de la cuisse par rapport à la verticale reste très pertinente, et présente l'avantage d'être directement accessible avec un seul de nos capteurs (voir chapitre 2). Dans toute la suite, on considérera donc que notre capteur mesure



l'inclinaison de la cuisse de la jambe valide.

3.3.1 Quel oscillateur, et pourquoi ?

Quelle peut être la forme de l'oscillateur ?

Dans une certaine mesure, en faisant l'hypothèse de la rigidité, un système marcheur bipède peut être modélisé par un système mécanique à n degrés de liberté, arborescent, et libre dans l'espace. Sa dynamique peut donc être décrite par une équation de Lagrange (Wieber, 2000) :

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) + G(q) = -B(\dot{q}) + \Gamma + \lambda^T C(q) \quad (3.15)$$

où q est l'ensemble des coordonnées articulaires, $q \in \mathbb{R}^n \otimes SE(3)$, M est la matrice de masse (ou d'énergie cinétique) symétrique définie positive, N rassemble les effets de Coriolis et les forces centrifuges, B est un terme de frottement, G le vecteur gravité, Γ la commande des actionneurs, et où $\lambda^T C(q)$ représente les contraintes liées aux contacts avec le sol, qui sont unilatérales et variables avec le temps. En l'absence de contraintes, de frottements et de commande, cette équation devient autonome (i.e. avec un membre de droite égal à zéro), admettant l'énergie mécanique constante comme intégrale première, et dans laquelle l'échange continu entre énergie cinétique et énergie potentielle produit un mouvement périodique.

Considérons maintenant une seule coordonnée articulaire q_a , pouvant être l'angle de la cuisse, par exemple. A partir de la version autonome de l'équation (3.15), nous pouvons exprimer sa dynamique :

$$H(\cdot)\ddot{q}_a + F(q_a, \cdot) = T(\cdot) \quad (3.16)$$

où T est un ensemble de perturbations bornées, dépendant de toutes les variables et de leurs dérivées, $H(\cdot)$ est analogue à un terme de masse, F est analogue à une fonction de potentiel. Alors, de façon simplifiée, le comportement de q_a est celui d'une équation non linéaire du second ordre, avec un terme de potentiel, et des perturbations. Ceci nous incite à rechercher notre oscillateur non linéaire dans cette classe de systèmes masse-ressort du second ordre, modifiés et perturbés.

Le concept de cycle limite est-il valide pour la marche humaine ?

Comme nous venons de le voir, le comportement naturel d'un système robotique mécanique non dissipatif et sans entrées est celui d'un oscillateur à énergie constante.

Toutefois, ceci ne correspond pas à l'idée d'un cycle limite attractif sous-jacente à notre approche basée sur les oscillateurs. Pour justifier ce point de vue, nous nous référons à une autre classe de systèmes mécaniques : les systèmes marcheurs passifs. En effet, considérons maintenant le cas d'un compas plan, descendant une pente légère, avec des transitions instantanées et inélastiques, comme le fait (McGeer, 1990) et plusieurs autres (Goswami *et al.*, 1998 ; Collins *et al.*, 2001). Il peut être alors montré que, pour une pente donnée, un tel système admet un cycle limite de marche, possédant un bassin d'attraction relativement large (voir Fig. 3.10). Ce comportement peut être comparé au concept de marche à allure dite « de confort », adoptée spontanément par un humain en marche stationnaire, et qui correspond à une dépense minimale d'énergie métabolique par rapport à la distance parcourue.

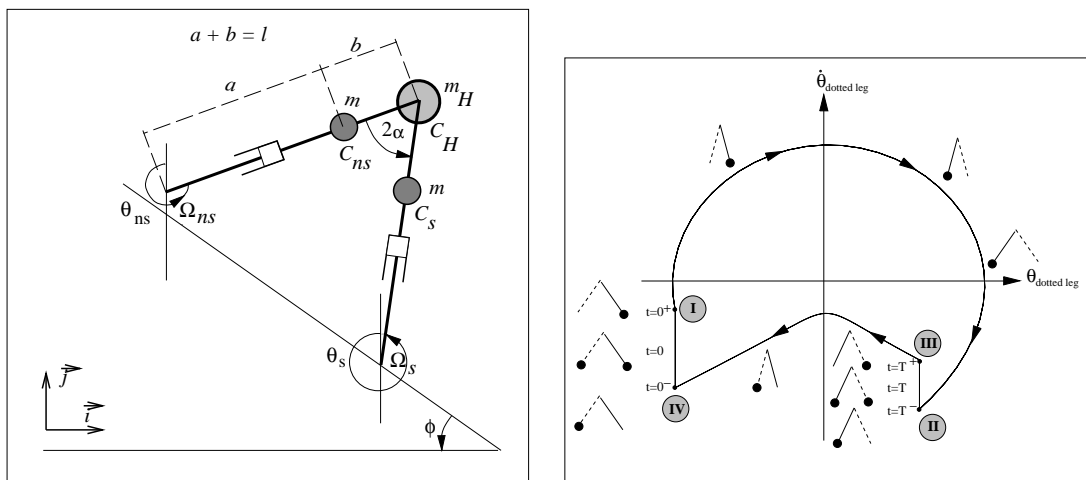


FIG. 3.10 – Modèle mécanique d'un système marcheur passif, et son cycle limite stable

En conclusion, un oscillateur du second ordre admettant un cycle limite apparaît être une manière naturelle de modéliser le mouvement d'un segment de la jambe d'un humain durant la marche périodique.

Choix de la structure de l'équation et ajustement de ses paramètres

Des sections précédentes, nous savons que nous devons choisir un oscillateur non linéaire appartenant à la classe de Lur'e (définie plus tôt en section 3.2.5), et dérivé d'un système masse-ressort du second ordre. Deux oscillateurs classiques remplissent ces conditions : l'oscillateur de van der Pol et l'oscillateur de Rayleigh, qui sont très similaires. Nous partons donc de l'équation de van der Pol pour tenter de simuler notre entrée capteur. Toutefois, étant donnée la mesure que nous cherchons à modéliser (voir figure 3.11), cette équation doit être légèrement modifiée pour aboutir



à une bonne simulation. Dans le cas qui nous occupe, nous sommes intéressés par la marche bipède. Durant la marche humaine, l'inclinaison de la cuisse que nous observons présente un profil dissymétrique, avec une phase ascendante plus courte que la phase descendante (cela correspond aux phases de vol et de support de la jambe, respectivement). L'équation de van der Pol produit des signaux symétriques (voir section 3.2.2) ; il est donc nécessaire de la modifier légèrement en introduisant un nouveau terme :

$$\ddot{x} - \mu(1 - b x - x^2)\dot{x} + \omega_0^2 x = 0 \quad (3.17)$$

avec $b > 0$.

L'idée sous-jacente à cette modification est de modifier le coefficient d'amortissement $\mu(1 - bx - x^2)$ de manière à ce qu'il soit différent lorsque $x < 0$ ou $x > 0$. De cette façon, la sortie de l'oscillateur de van der Pol modifié ne sera plus symétrique : pour une valeur donnée de $|x|$, $|\mu(1 - bx - x^2)|$ est plus important lorsque $x < 0$ que quand $x > 0$.

Une fois la structure de l'équation de l'oscillateur choisie, nous devons ajuster les paramètres μ , b , et ω_0 de manière à ce que la trajectoire du cycle limite de cet oscillateur simule le mieux possible les mesures capteur pour une configuration expérimentale donnée. Nous écrivons ce problème d'identification comme un problème de moindres carrés : minimiser l'erreur entre les mesures capteur et la sortie de l'oscillateur :

$$\begin{cases} \min_{\mu, b, \omega_0, x_s^i} \sum_{i=1}^m (x_s^i - x_m^i)^2 \\ \ddot{x}_s^i - \mu(1 - bx_s^i - x_s^{i2})\dot{x}_s^i + \omega_0^2 x_s^i = 0 \end{cases} \quad (3.18)$$

où x_m^i représente les mesures capteur discrétisées (sur un cycle, par exemple), et x_s^i sont les sorties simulées par l'oscillateur, obéissant à la dynamique de l'équation (3.17). On remarque que ce problème est similaire à un problème de commande optimale, et qui peut être résolu en utilisant une méthode directe (Betts, 1997). La sortie discrétisée de l'oscillateur est incluse dans les paramètres à optimiser, et nous ajoutons des contraintes sur ces valeurs de manière à ce qu'elle suivent la dynamique de l'oscillateur. La discrétisation conduit à un problème dit de « programmation non linéaire », problème que nous avons résolu en utilisant un « quadratic programming solver » (FSQP (Lawrence *et al.*, 1997)). En pratique, cette méthode donne de bons résultats : nous obtenons une très bonne simulation de la mesure par la sortie de



l'oscillateur (voir fig. 3.11). Certains détails du signal capteur n'ont pas été modélisés, comme l'artefact présent à 30 % du cycle, qui est du à l'impact du pied sur le sol. Ce choix est volontaire : c'est la phase du signal, et donc le comportement général de ce dernier, qui nous intéresse. La prise en compte d'autres détails n'apporterait rien.

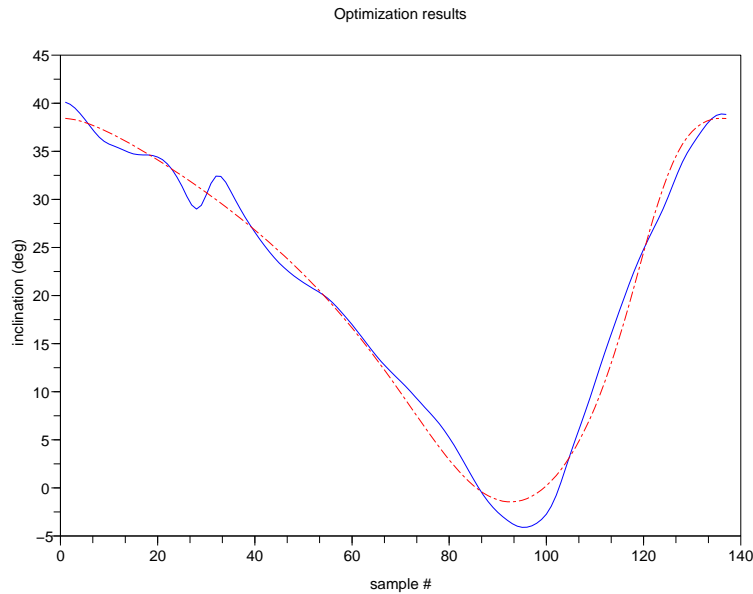


FIG. 3.11 – Comparaison de la mesure capteur (ligne pleine) avec la simulation faite par l'oscillateur, une fois ses paramètres optimisés (pointillés)

3.3.2 Construction de l'observateur

Dans cette section, nous appliquons la théorie générale des observateurs, présentée plus haut en 3.2.5, à un cas spécifique : nous allons construire maintenant un observateur du système dynamique décrit par l'équation de van der Pol modifiée (3.17). Cette équation peut être écrite sous forme « système », comprenant des (ici deux) équations d'états et des équations (ici une seule) de sortie :

$$\Sigma : \begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = \mu(1 - bx_1 - x_1^2)x_2 - \omega_0^2 x_1 \\ y = x_1 \end{cases} \quad (3.19)$$

On peut au passage vérifier l'observabilité de la partie linéaire de ce système, en s'appuyant sur la condition énoncée plus haut (eq. 3.9). Avec



$$A = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -\omega_0^2 & \mu \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad C = (1 \ 0) \quad (3.20)$$

cette condition s'écrit :

$$\text{Ker} \begin{pmatrix} C \\ CA \end{pmatrix} = \text{Ker} \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = \{0\} \quad (3.21)$$

et est ici bien vérifiée.

Nous cherchons à avoir accès aux variables internes x_1 et x_2 de l'oscillateur décrit par l'équation 3.19. Pour cela, nous n'avons accès qu'à la sortie y du système, qui deviendra le signal d'entrée de l'observateur. La variable x_1 est directement connue, puisqu'il s'agit de la sortie du système Σ . On va donc chercher à estimer la variable d'état x_2 seulement. En ce sens, l'observateur que nous allons construire ici sera un observateur *réduit* : le système d'origine transmet une partie de l'information recherchée, et il n'est pas nécessaire de chercher à estimer cette partie. La dimension de l'observateur (dimension 1) sera donc inférieure à celle du système d'origine (dimension 2). En quelque sorte, l'observateur va chercher à suivre une transformation de la variable d'état que l'on cherche à estimer, ici x_2 . Dans le même esprit que (Nijmeijer et Mareels, 1997), nous introduisons la variable z :

$$z = x_2 + k_1 y + k_2 y^2 + k_3 y^3 \quad (3.22)$$

Elle satisfait l'équation suivante :

$$\dot{z} = \dot{x}_2 + k_1 \dot{y} + 2k_2 \dot{y}y + 3k_3 \dot{y}y^2 \quad (3.23)$$

et à partir de l'équation 3.19, on obtient successivement :

$$\begin{aligned} \dot{z} &= \dot{x}_2 + k_1 \dot{x}_1 + 2k_2 \dot{x}_1 x_1 + 3k_3 \dot{x}_1 x_1^2 \\ \dot{z} &= \dot{x}_2 + k_1 x_2 + 2k_2 x_2 x_1 + 3k_3 x_2 x_1^2 \\ \dot{z} &= \mu(1 - bx_1 - x_1^2)x_2 - \omega_0^2 x_1 + k_1 x_2 + 2k_2 x_2 x_1 + 3k_3 x_2 x_1^2 \\ \dot{z} &= (\mu + k_1)x_2 + (2k_2 - \mu b)x_1 x_2 + (3k_3 - \mu)x_1^2 x_2 - \omega_0^2 x_1 \end{aligned} \quad (3.24)$$

On cherche à annuler les termes non linéaires (ceci est également appelé « linéarisation par feedback »). En choisissant :



$$\begin{aligned}\mu + k_1 = -1 &\rightarrow k_1 = -\mu - 1 \\ 2k_2 - \mu b = 0 &\rightarrow k_2 = \mu b/2 \\ 3k_3 - \mu = 0 &\rightarrow k_3 = \mu/3\end{aligned}\tag{3.25}$$

on obtient :

$$\begin{aligned}\dot{z} &= -x_2 - \omega_0^2 x_1 \\ \dot{z} &= -(z - k_1 y - k_2 y^2 - k_3 y^3) - \omega_0^2 x_1 \\ \dot{z} &= -z + (k_1 - \omega_0^2) y + k_2 y^2 + k_3 y^3\end{aligned}\tag{3.26}$$

Le comportement de la variable z est donc conditionné pas sa seule valeur propre, qui doit être négative pour assurer la convergence de l'observateur. Ici la valeur propre vaut -1 une fois que k_1 a été fixé à $-\mu - 1$. Enfin, l'observateur suivant est proposé :

$$\Sigma' : \begin{cases} \dot{\hat{z}} = -\hat{z} + (k_1 - \omega_0^2) y + k_2 y^2 + k_3 y^3 \\ \hat{x}_1 = y \\ \hat{x}_2 = \hat{z} - k_1 y - k_2 y^2 - k_3 y^3 \end{cases}\tag{3.27}$$

La dynamique de l'erreur $e_r = z - \hat{z}$ peut alors s'écrire :

$$\begin{aligned}\dot{e}_r &= \dot{z} - \dot{\hat{z}} \\ &= -z + (k_1 - \omega_0^2) y + k_2 y^2 + k_3 y^3 \\ &\quad + \hat{z} - (k_1 - \omega_0^2) y - k_2 y^2 - k_3 y^3 \\ &= \hat{z} - z \\ &= -e_r\end{aligned}\tag{3.28}$$

ce qui assure la convergence de l'erreur vers 0, et donc la synchronisation de l'observateur avec le système observé.

3.3.3 Génération de trajectoires

En injectant la mesure du capteur y dans l'observateur (3.27), on obtient une estimation des deux variables d'état \hat{x}_1 et \hat{x}_2 . Puisque l'observateur est aussi un oscillateur (forcé), nous pouvons remonter à sa phase. Ceci peut se faire facilement en utilisant les courbes isochrones définies dans la section 3.2.2. Les isochrones peuvent être calculées de deux manières différentes, à partir de l'équation de l'oscillateur libre (3.17). La première idée, analytique, consiste à écrire l'équation de l'oscillateur en coordonnées polaires (R, θ) , de définir la phase φ de manière à ce qu'elle croisse



uniformément, et de calculer les courbes de phase constante dans le plan (R, θ) . Malheureusement, il n'y a généralement pas de solution analytique à ce problème. La deuxième idée consiste à obtenir ces isochrones par simulation : premièrement, il s'agit d'évaluer la période T_0 de l'oscillateur libre (voir figure 3.4). Ensuite, on simule pour chaque point \mathbf{x}_i du plan de phase au voisinage du cycle limite, sa trajectoire sous la dynamique de l'oscillateur, pendant une durée nT_0 , où n est un entier suffisamment grand pour que la distance entre le point $\mathbf{x}_i(nT_0)$ et le cycle limite soit suffisamment faible (inférieure à ϵ , avec $\epsilon \ll 1$). Alors, le point de départ \mathbf{x}_i possède la même phase que le point $\mathbf{x}_i(nT_0)$, qui est elle connue, puisque $\mathbf{x}_i(nT_0)$ appartient au cycle limite. Cette simulation peut être préparée hors ligne, une fois pour toutes, et ses résultats stockés sous forme d'un tableau donnant pour chaque couple de coordonnées (\hat{x}_1, \hat{x}_2) la valeur de phase correspondante.

Finalement, il ne reste qu'à paramétrer la trajectoire (cyclique) que l'on cherche à générer par sa phase : on obtient un « patron » de trajectoire $T(\varphi)$, où $\varphi \in [0, 2\pi]$. Le schéma de génération en temps réel d'une trajectoire synchronisée avec une entrée capteur est donc le suivant :

1. injecter la mesure capteur y dans l'observateur qui lui est adapté
2. à partir des variables d'état estimées \hat{x}_i , évaluer la phase de l'oscillateur
3. calculer la trajectoire à partir de son patron : $C = T(\varphi)$
4. éventuellement, suivre cette trajectoire à l'aide d'un contrôleur (PID par exemple)

Ces opérations à effectuer en temps réel n'ont qu'un coût calculatoire relativement faible : l'étape 1 nécessite la résolution d'une équation différentielle sur un pas de temps, les deux suivantes sont quasiment immédiates. Ce flot de calcul est intégré dans un système plus global, dont on présente un schéma en figure 3.12.

3.4 Évaluation de la méthode

Nous souhaitons évaluer les performances de notre méthode en termes de robustesse aux erreurs d'estimations des paramètres, de robustesse au bruit, et surtout en terme de capacité d'adaptation à des changements de cadence du signal d'entrée.

3.4.1 Résultats de génération de trajectoire

Pour tester notre méthode, nous avons utilisé des enregistrements de signaux de marche humaine, à partir desquels une commande synchrone a été élaborée. La

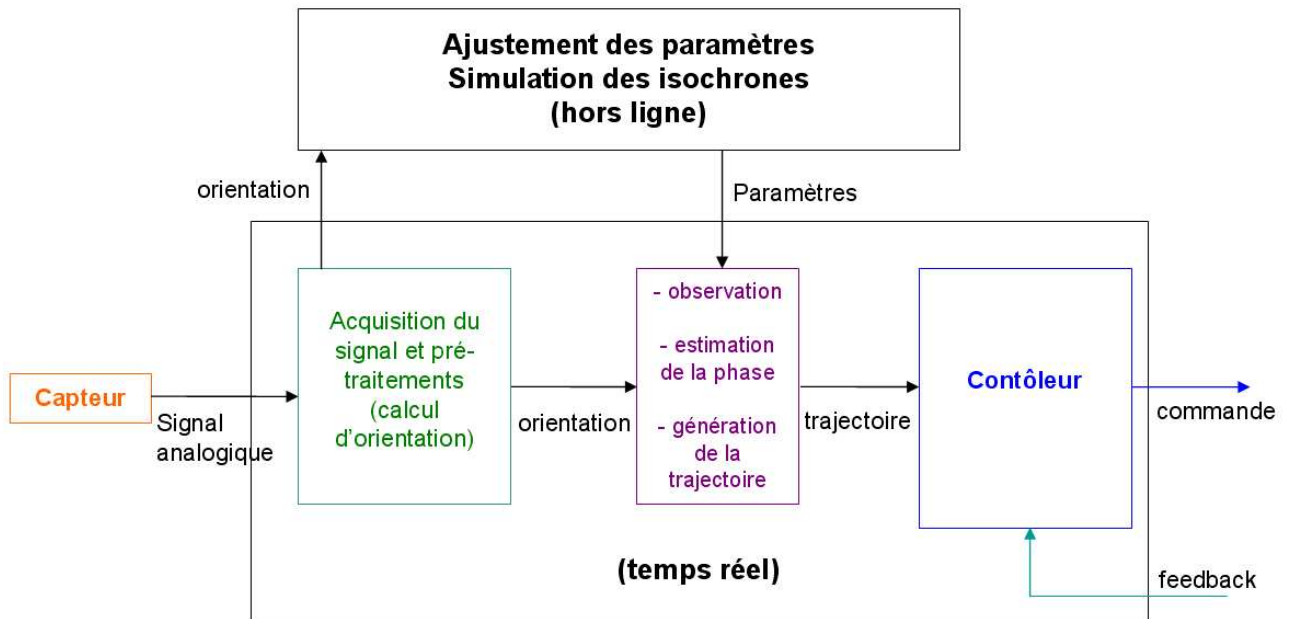


FIG. 3.12 – Schéma global de la méthode de génération d'une commande synchronisée à un signal capteur. L'ajustement des paramètres de l'oscillateur et de son observateur, ainsi que la simulation des courbes isochrones se font hors ligne, ce qui simplifie les traitements à faire en ligne. La trajectoire est calculée en ligne de manière à être synchrone avec l'entrée capteur (à gauche). Cette trajectoire peut ensuite être suivie par un contrôleur, qui utilise un feedback en provenance des segments et articulations contrôlés.

figure 3.13 présente un tracé dans le plan de phase les variables d'état estimées pour trois cycles consécutifs, juxtaposées au cycle limite de référence (trajectoire de l'oscillateur libre, un fois ses paramètres ajustés au mouvement mesuré). Les estimations ne restent pas exactement sur le cycle limite, mais légèrement à côté, sans jamais trop s'en éloigner. Ceci est du au fait que la marche réellement effectuée par la personne est légèrement différente de la trajectoire encodée par l'oscillateur : cela correspond également à la différence observée en figure 3.11.

En combinaison avec l'évaluation de la phase à l'aide des isochrones, nous obtenons une bonne estimation de la phase (i.e. monotone, et quasi-linéaire par morceaux), synchrone au signal d'entrée. Enfin, nous pouvons générer une commande paramétrée par cette variable de phase. La figure 3.14 donne un exemple de génération de trajectoire (génération de l'angle du genou pendant la marche) à partir de cette phase.

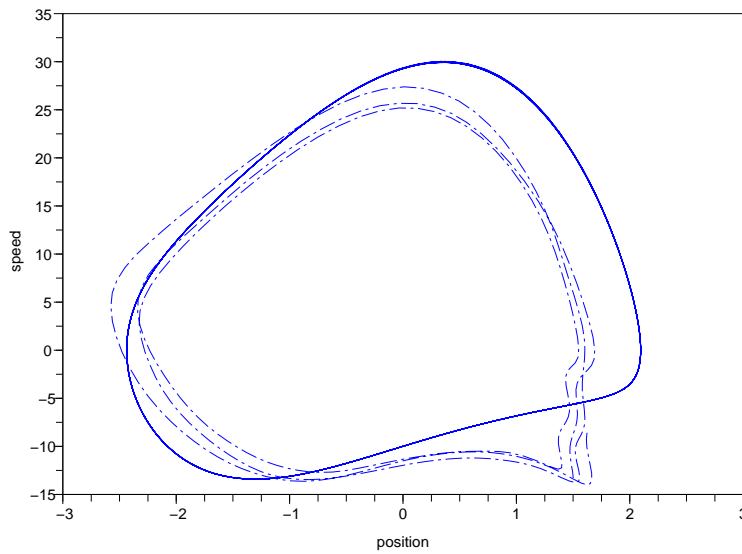


FIG. 3.13 – Variables d'état estimées pendant trois cycles de marche consécutifs (pointillés), comparées au cycle limite de référence (trait plein).

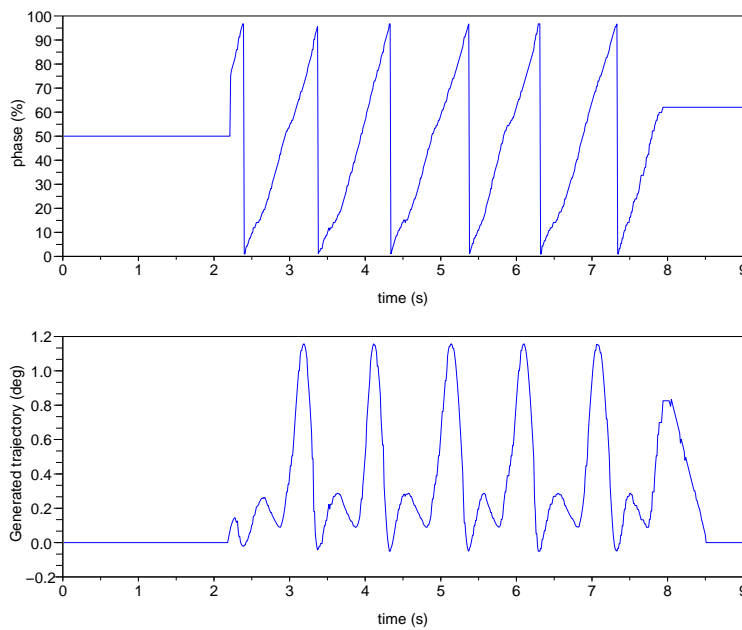


FIG. 3.14 – Phase (haut) et trajectoire du genou générée (bas)

Comparaison avec la transformée de Hilbert

La transformée de Hilbert d'un signal permet d'obtenir une estimation de sa phase (Bracewell, 1986). Cette méthode fait appel à un filtre non-causal, et ne fonctionne



donc que hors-ligne. Ceci nous avait conduit à l'écartier, puisqu'on cherche à inclure la méthode d'estimation de phase dans une architecture de commande temps-réel. En revanche, on peut chercher à comparer les résultats fournis par notre méthode d'estimation en ligne avec ceux donnés par la transformée de Hilbert. On rappelle brièvement le calcul de la transformée $\hat{s}(t)$ d'un signal $s(t)$:

$$\begin{aligned}\hat{s}(t) &= (h * s)(t) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)h(t - \tau)d\tau \\ &= \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau\end{aligned}\tag{3.29}$$

où

$$h(t) = \frac{1}{\pi t}$$

On peut alors construire le signal analytique $s_a(t)$:

$$s_a(t) = s(t) + i \cdot \hat{s}(t)\tag{3.30}$$

nombre complexe dont l'argument est la phase instantanée $\Phi(t)$ du signal $s(t)$:

$$\Phi(t) = \arg \{s_a(t)\}\tag{3.31}$$

La figure 3.15 présente une comparaison entre l'estimation en ligne par notre observateur d'oscillateur, et l'estimation réalisée hors ligne à l'aide de la transformée de Hilbert. On peut constater que notre méthode temps-réel présente une très bonne concordance avec la transformée de Hilbert.

Mauvaise adaptation des paramètres

En comparaison, la figure 3.16 présente un mauvais résultat d'estimation de phase, lorsque les paramètres μ , b , et ω_0 de l'oscillateur n'ont **pas** été adaptés au signal d'entrée. La phase reconstruite n'est pas monotone, et encore moins linéaire.

3.4.2 Analyse numérique de l'oscillateur

Dans la section 3.3.1, nous avons modifié l'équation de van der Pol. Il est donc important d'étudier les propriétés du système dynamique que forme cette nouvelle équation : comportement du système, présence de bifurcations, ... L'équation (3.17) peut s'écrire sous la forme d'un système autonome :

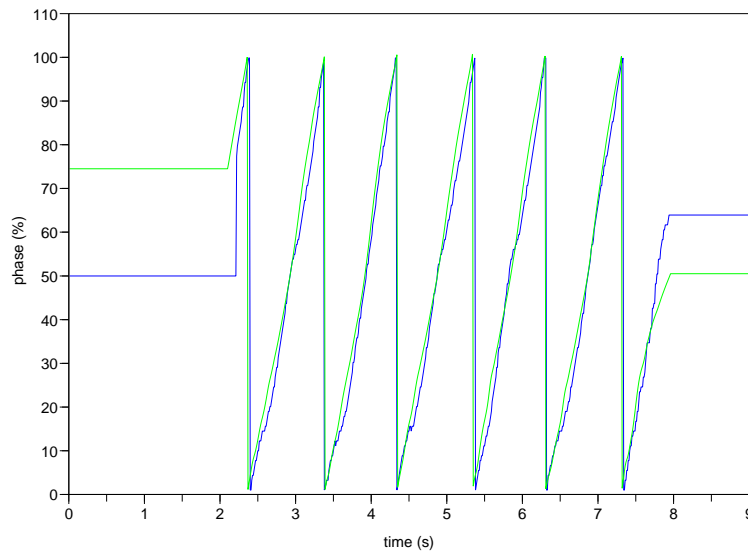


FIG. 3.15 – Comparaison de l'estimation temps-réel de la phase à l'aide de notre observateur d'oscillateur (bleu) et de l'estimation hors-ligne réalisée à partir de la transformée de Hilbert (vert).

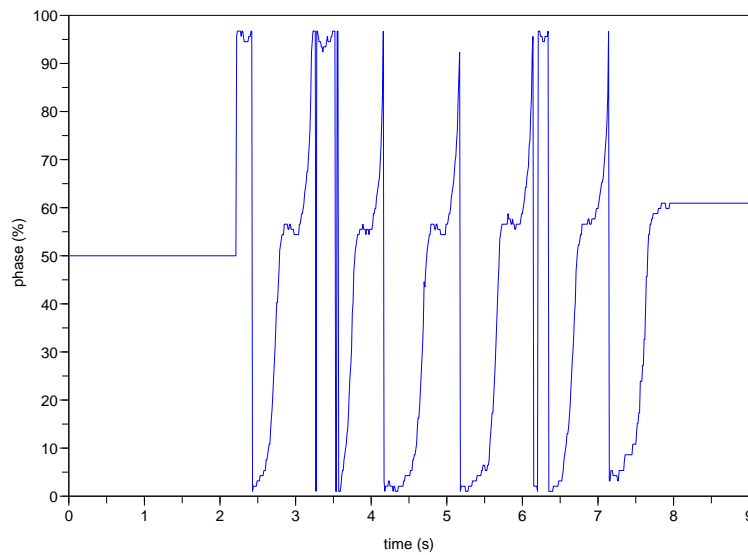


FIG. 3.16 – Résultat de la génération de la phase lorsque les paramètres de l'oscillateur ne sont pas adaptés au signal d'entrée.

$$\begin{cases} \dot{x} = y = f_1(x, y) \\ \dot{y} = \mu (1 - bx - x^2)y - \omega_0^2 x = f_2(x, y) \end{cases} \quad (3.32)$$



où μ , b , et ω sont tous positifs.

On cherche les éventuels points fixes de cette équation :

$$\begin{aligned} \dot{x} = 0 &\Rightarrow y = 0 \\ \dot{y} = 0 &\Rightarrow x = 0 \end{aligned} \quad (3.33)$$

Il n'y a donc qu'un seul point fixe, en $(x, y) = (0, 0)$. On peut étudier sa stabilité à l'aide de la matrice Jacobienne du système autonome :

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x} & \frac{\partial f_1}{\partial y} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x} & \frac{\partial f_2}{\partial y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ \mu(-2x - b)y - \omega_0^2 & \mu(1 - x^2 - bx) \end{pmatrix} \quad (3.34)$$

qui vaut, en $(0, 0)$:

$$J(0, 0) = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -\omega_0^2 & \mu \end{pmatrix} \quad (3.35)$$

Le comportement du système est déterminé par la trace de sa Jacobienne. Ici, comme $Tr(J(0, 0)) = \mu > 0$, $(0, 0)$ est un point répulsif. L'équation aux valeurs propres s'écrit :

$$\begin{aligned} \lambda^2 - \mu\lambda + \omega_0^2 &= 0 \\ \Delta &= \mu^2 - 4\omega_0^2 \end{aligned} \quad (3.36)$$

D'après le théorème de Poincaré - Bendixson (Guckenheimer et Holmes, 1990) :

- si $\mu < 2\omega_0$ alors $\Delta < 0$, et $(0, 0)$ est un foyer répulsif
- si $\mu > 2\omega_0$ alors $\Delta > 0$, et $(0, 0)$ est un noeud instable du système

Dans les résultats d'optimisation des paramètres présentés en section 3.3.1, nous avons obtenu : $\mu = 2.03$, $b = 2.29$, $\omega = 5.34$. Nous avons donc $\mu = 2.03 < 2\omega_0 = 10.68$. Donc l'équation (3.17) est bien celle d'un oscillateur ; de plus, avec les valeurs des paramètres utilisées, on se situe loin de la bifurcation qui en ferait un système instable. Cela reste vérifié pour l'ensemble de la gamme de valeurs de paramètres



utilisée pour la simulation de la marche.

3.4.3 Sensibilité aux paramètres de l'oscillateur

Nous allons maintenant nous intéresser aux conséquences d'une erreur dans l'estimation des paramètres. Il s'agit d'un point important, puisque dans la pratique, les mesures capteurs présentent une certaine variabilité : le cycle de marche mesuré en temps réel est toujours légèrement différent du cycle sur lequel on a ajusté les paramètres de l'oscillateur (voir plus haut section 3.4.1). Tout se passe comme si les mouvements mesurés présentaient des paramètres légèrement différents de ceux estimés. Nous considérons donc le cas où notre estimation $\hat{\mu}$ du paramètre μ est différente de sa « vraie » valeur : $\hat{\mu} = \mu + \epsilon$. Alors

$$\begin{aligned}\hat{\mu} + k_1 = -1 &\Rightarrow k_1 = -\hat{\mu} - 1 \Rightarrow \mu + k_1 = -1 - \epsilon \\ 2k_2 - \hat{\mu}b = 0 &\Rightarrow k_2 = \hat{\mu}b/2 \Rightarrow 2k_2 - \mu b = -\epsilon b \\ 3k_3 - \hat{\mu} = 0 &\Rightarrow k_3 = \hat{\mu}/3 \Rightarrow 3k_3 - \mu = -\epsilon\end{aligned}$$

et :

$$\dot{z} = (-1 - \epsilon)x_2 - \epsilon bx_1x_2 - \epsilon x_1^2x_2 - \omega_0^2x_1$$

$$\begin{aligned}\dot{z} &= (-1 - \epsilon)(z - k_1y - k_2y^2 - k_3y^3) \\ &\quad - \epsilon by(z - k_1y - k_2y^2 - k_3y^3) \\ &\quad - \epsilon y^2(z - k_1y - k_2y^2 - k_3y^3) \\ &\quad - \omega_0^2y\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\dot{z} &= [-1 - \epsilon(1 + by + y^2)] \cdot z \\ &\quad + [(1 + \epsilon)k_1 - \omega_0^2] \cdot y \\ &\quad + [(1 + \epsilon)k_2 + \epsilon bk_1] \cdot y^2 \\ &\quad + [(1 + \epsilon)k_3 + \epsilon bk_2 + \epsilon k_1] \cdot y^3 \\ &\quad + [\epsilon bk_3 + \epsilon k_2] \cdot y^4 \\ &\quad + \epsilon k_3 \cdot y^5\end{aligned}$$

L'erreur induite dans la dynamique de l'oscillateur peut donc s'exprimer comme suit :

$$\begin{aligned}e = \dot{z}_{\hat{\mu}} - \dot{z}_{\mu} &= -\epsilon(1 + by + y^2) \cdot z \\ &\quad + \epsilon k_1 \cdot y \\ &\quad + \epsilon [k_2 + bk_1] \cdot y^2 \\ &\quad + \epsilon [k_3 + bk_2 + k_1] \cdot y^3 \\ &\quad + \epsilon [bk_3 + k_2] \cdot y^4 \\ &\quad + \epsilon k_3 \cdot y^5\end{aligned}$$



L'erreur est donc linéaire par rapport à l'erreur d'estimation du paramètre ϵ .

Nous avons également testé en simulation l'influence des erreurs d'estimation des paramètres. Pour cela, nous avons comparé la reconstruction de l'observateur \hat{x}_2 dans deux cas différents : avec et sans erreur d'estimation (fonctionnement nominal). La figure 3.17 présente l'erreur de reconstruction en fonction des erreurs d'estimation sur μ , b , ou ω_0 .

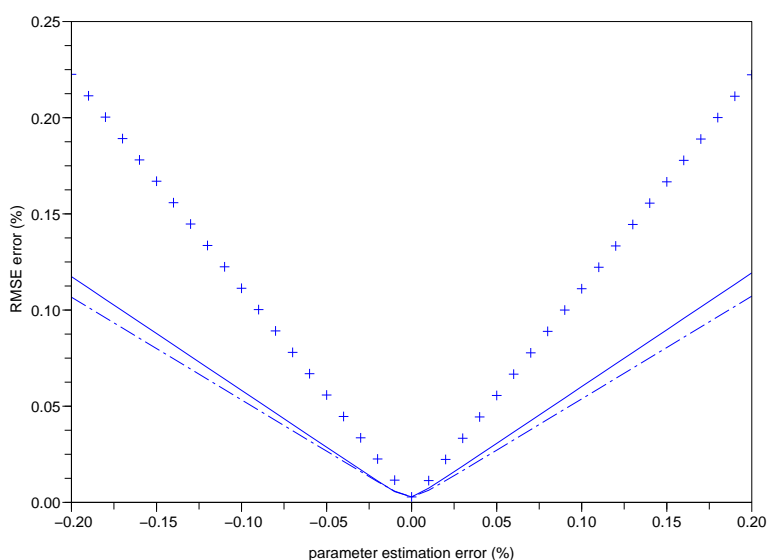


FIG. 3.17 – Les 3 courbes présentent l'erreur de reconstruction de l'observateur. Il s'agit du pourcentage de l'erreur moyenne (RMS) par rapport à la valeur moyenne (RMS) du signal, en fonction des erreurs d'estimation des paramètres, exprimées en pourcentage par rapport à la valeur nominale des paramètres. La courbe pleine est relative à l'erreur d'estimation de b , la courbe en pointillés concerne le paramètre μ , les croix ω_0)

Deux remarques peuvent être faites : d'abord, l'erreur de reconstruction de l'observateur est linéaire par rapport à l'erreur d'estimation du paramètre, quel qu'il soit. Ensuite, l'erreur de reconstruction minimale est obtenue pour une erreur d'estimation égale à 0 ; ce résultat était bien sûr attendu, et signifie que l'ajustement initial des paramètres était le meilleur.



3.4.4 Sensibilité au bruit

Nous allons maintenant étudier la sensibilité de notre méthode à la présence de bruit dans le signal capteur d'entrée. Pour cela, nous simulons tout d'abord le résultat d'estimation de phase dans le cas idéal, lorsque le signal d'entrée injecté dans l'observateur est exactement la solution de l'équation libre de l'oscillateur. La variable de phase que nous reconstruisons de cette façon est par définition la phase de l'oscillateur, puisque la trajectoire reconstruite dans le plan de phase est exactement celle du cycle limite. Ensuite, nous simulons le résultat d'estimation de la phase en utilisant le même signal d'entrée, auquel on ajoute un bruit blanc gaussien. Cette opération est répétée pour plusieurs niveaux de bruit. Les résultats de ces simulations sont présentés en figure 3.18. Le niveau moyen (RMS) de bruit de la variable de phase est de l'ordre de 35 % du niveau moyen (RMS) du bruit du signal d'entrée.

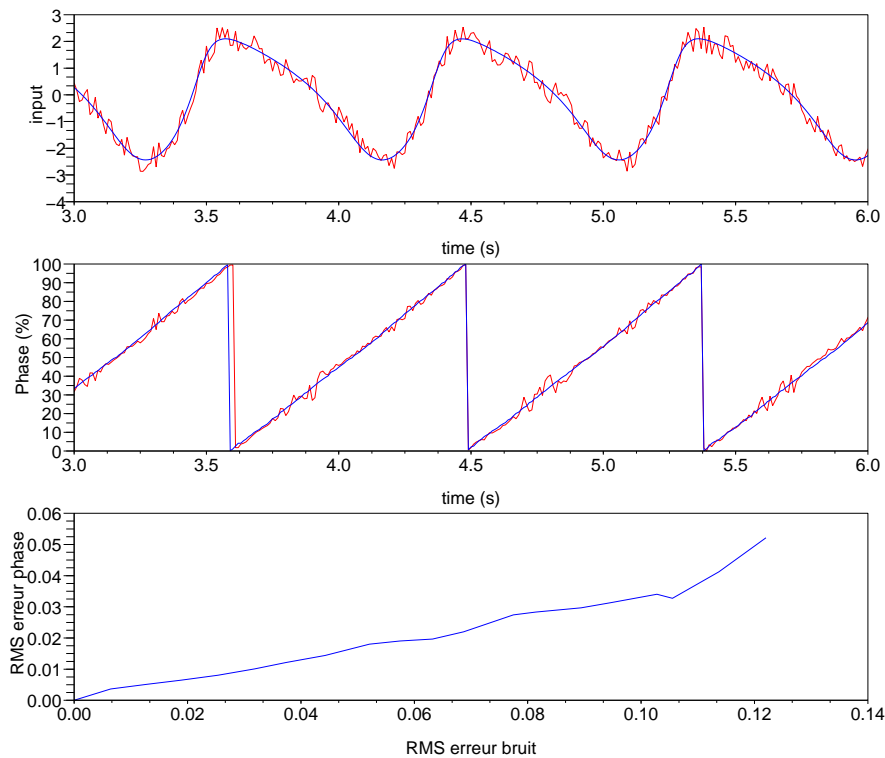


FIG. 3.18 – En haut : signal d'entrée nominal (bleu) et bruité (rouge). Milieu : résultat d'estimation de la phase dans le cas nominal (bleu) et en présence de bruit (rouge). En bas : valeur moyenne (RMS) de l'erreur d'estimation de la phase en fonction de la moyenne (RMS) du bruit du signal d'entrée. Ces valeurs RMS sont exprimées en pourcentage de l'amplitude de leur signal nominal respectif (phase nominale, et signal d'entrée nominal).



3.4.5 Effet d'un changement de fréquence du signal d'entrée

Nous avons simulé les effets d'un changement quasi-instantané de la fréquence du signal d'entrée de l'observateur. Il s'agit là de tester les capacités d'adaptation de notre oscillateur forcé à de brusques changements de rythme. Les résultats montrent une très bonne adaptation : la commande générée par notre système suit le changement de fréquence sans présenter de perturbation significative (figure 3.19). Cette adaptation au rythme est possible dans une gamme relativement large de fréquences (fréquence nominale $\pm 30\%$). Si la fréquence d'entrée devient trop différente de celle attendue par le modèle, il faut alors changer de modèle, ou au moins ses paramètres ; cette question sera abordée au chapitre 4, section 4.3.

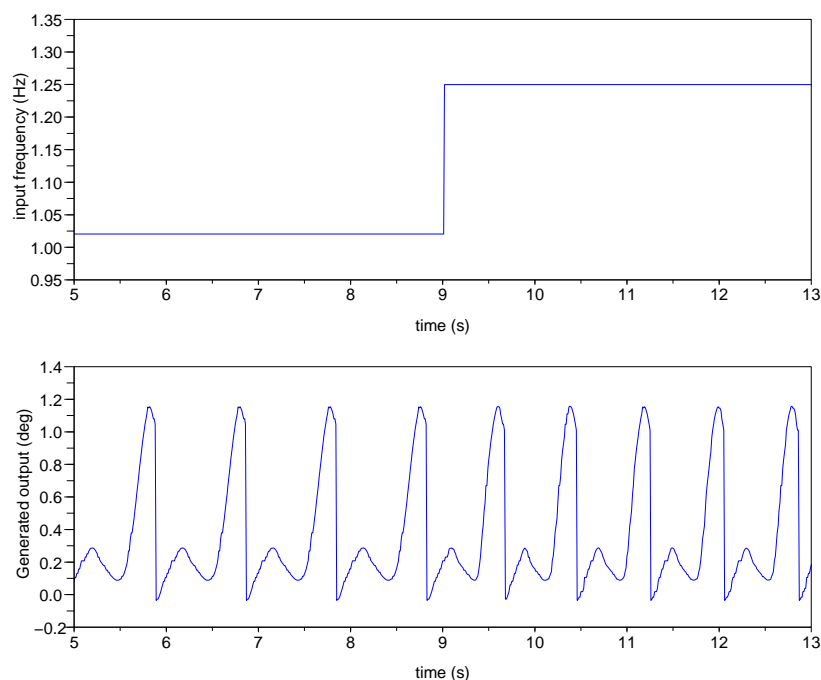


FIG. 3.19 – Adaptation aux changements de fréquence. Haut : fréquence du signal d'entrée (mesure capteur simulée). Bas : commande générée.

3.5 Extension de la méthode à un vecteur d'entrée multidimensionnel

Jusqu'à présent, nous n'avons considéré comme signal d'entrée dans notre observateur que des signaux mono-dimensionnels. Dans cette section, nous allons étendre notre méthode à des vecteurs d'entrée multidimensionnels. L'hypothèse de travail



est toujours la même, à savoir que le système considéré présente une activité cyclique, et ce quelque soit le signal (capteur, actionneur, ...). Par exemple, supposons que nous cherchons à intégrer l'information de N capteurs; ce choix peut être fait pour améliorer la robustesse ou la modularité du système, ou pour prévenir une éventuelle défaillance d'un capteur. Nous proposons la méthode suivante (voir aussi figure 3.20) :

1. estimer la phase de chaque capteur, selon la méthode présentée en section 3.3,
2. fusionner les phases individuelles en une variable de phase globale.

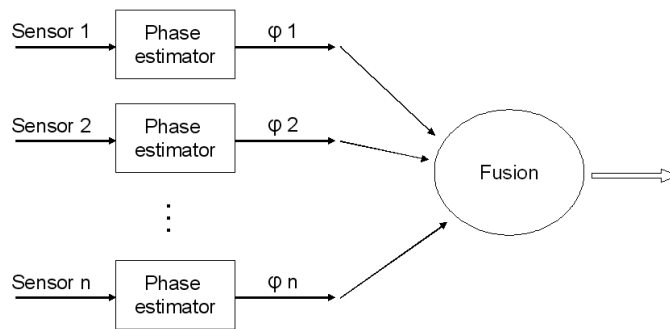


FIG. 3.20 – Schéma de l'intégration multidimensionnelle

Nous allons donc maintenant nous attacher à proposer une méthode traitant le point 2., c'est à dire la fusion de plusieurs variables de phase en une seule. Pour illustrer cela, nous étendrons l'exemple utilisé précédemment : l'observation de la marche humaine. Cette fois ci, trois mesures capteurs seront mises en jeu : en plus de l'inclinaison de la cuisse précédemment utilisée, nous utiliserons l'inclinaison du tibia, ainsi qu'une mesure de pression sous les pieds.

3.5.1 Fusion des variables de phase

Approche stochastique

Nous avons vu en section 3.2.2 que la phase est un moyen d'indexer le cycle limite, ainsi que son voisinage, par rapport au temps. De ce fait, un modèle « idéal » de la phase est le suivant :

$$\frac{d\varphi}{dt} = \omega_0 \quad (3.37)$$

Pour estimer la phase globale du système, nous devons utiliser ses différentes estimations $\tilde{\varphi}_k(t)$, $k = 1 \dots N$ données par les N observateurs indépendants, chacun



d'entre eux étant forcé par une mesure capteur différente. Ces estimations peuvent être considérées comme des mesures bruitées de la phase $\tilde{\varphi}_k(t) = \varphi(t) + \epsilon_k(t)$, dont la dynamique est décrite par l'équation (3.37). Il est alors possible de poser comme variable d'état :

$$X = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varphi \\ \omega_0 \end{pmatrix}$$

et écrire le modèle linéaire suivant :

$$\begin{cases} \dot{X}(t) = AX(t) + E_1(t) \\ Y(t) = CX(t) + E_2(t) \end{cases} \quad (3.38)$$

où

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$$

et

$$E_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ E_1(t) \end{bmatrix}$$

est le bruit d'état, permettant de rendre compte des erreurs dans le modèle de phase.

$$Y^t = [\tilde{\varphi}_1 \dots \tilde{\varphi}_k \dots \tilde{\varphi}_N]^T$$

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \vdots & \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

et

$$E_2 = \begin{bmatrix} \epsilon_1(t) \\ \vdots \\ \epsilon_N(t) \end{bmatrix}$$

$E_1(t)$ et $\epsilon_k(t)$ sont modélisés par des bruits blancs gaussiens. Le filtre de Kalman continu associé à ce système peut s'écrire :

$$\hat{\dot{X}}(t) = A\hat{X}(t) + K(t)(Y(t) - C\hat{X}(t)) \quad (3.39)$$

avec $\hat{X}(0) = \begin{pmatrix} \hat{\varphi}(t_0) \\ \omega_0 \end{pmatrix}$.

$K(t)$ est la solution de l'équation de Riccati, mettant en jeu les matrices de covariance Σ_1 et Σ_2 de E_1 et E_2 , respectivement. Finalement :



$$\hat{\varphi}(t) = \hat{x}_1(t) \quad [2\pi] \quad (3.40)$$

Cette méthode nécessite l'estimation de Σ_1 et Σ_2 . Il est possible d'estimer Σ_2 en utilisant une méthode d'identification de ses paramètres. Grâce à la forme particulière de l'équation (3.37), une simple régression linéaire à chaque pas de temps de $\tilde{\varphi}_k$ le long d'un cycle nous donne une bonne indication de la pertinence de cette identification. Pour Σ_1 , il est nécessaire de procéder à un ajustement qui laisse au filtre la capacité à suivre des variations de fréquence.

Notons que le comportement de ce filtre de Kalman est optimal lorsque les bruits sont blancs et gaussiens ; il est clair que ce n'est pas le cas ici. De plus, la capacité du filtre à poursuivre avec un minimum de délai l'évolution du système est intrinsèquement liée au réalisme des modèles, qui n'est pas toujours assuré. Ces raisons nous ont poussé à utiliser une nouvelle fois un oscillateur non linéaire pour réaliser cette opération de filtrage ; cet oscillateur peut à nouveau être vu comme un filtre dynamique.

Approche basée sur les systèmes dynamiques

Comme annoncé, l'autre possibilité envisagée pour fusionner les différentes informations de phase est d'utiliser un système dynamique. Autour du concept CPG, on trouve souvent un oscillateur central, jouant le rôle de « chef d'orchestre ». L'idée est donc de forcer cet oscillateur central par les estimations de phase $\tilde{\varphi}_k$, de manière à ce qu'il se synchronise sur elles. Le forçage d'oscillateurs pour obtenir une synchronisation sur des signaux externes a déjà été largement étudié (Pikovsky *et al.*, 2001), et appliqué avec succès à la commande de robots (Righetti *et al.*, 2006).

L'oscillateur de Hopf est un très bon candidat à ce rôle d'oscillateur central, puisqu'il possède un cycle limite quasi-harmonique. Il est décrit par le jeu d'équations suivant :

$$\begin{cases} r = \sqrt{x^2 + y^2} \\ \dot{x} = \gamma(\mu - r^2)x - \omega.y \\ \dot{y} = \gamma(\mu - r^2)y + \omega.x \end{cases} \quad (3.41)$$

où γ, μ, ω sont tous > 0 . μ est le rayon du cycle limite (qui est presque un cercle parfait), γ est un terme d'amortissement, directement lié à la vitesse de convergence vers le cycle limite, et ω définit la période des oscillations.

Nous ajoutons un terme de forçage à l'équation (3.41) :



$$\begin{cases} r = \sqrt{x^2 + y^2} \\ \dot{x} = \gamma(\mu - r^2)x - \omega \cdot y + C_{forc} \\ \dot{y} = \gamma(\mu - r^2)y + \omega \cdot x + S_{forc} \end{cases} \quad (3.42)$$

où :

$$\begin{cases} C_{forc} = \sum_{k=1}^n c_k \cdot \cos(\tilde{\varphi}_k) \\ S_{forc} = \sum_{k=1}^n c_k \cdot \sin(\tilde{\varphi}_k) \end{cases} \quad (3.43)$$

représentent les termes de forçage, avec $\sum_{k=1}^n c_k = 1$. Les coefficients c_k sont reliés à la confiance accordée à chaque estimation de la variable de phase $\tilde{\varphi}_k$, et peuvent être directement dérivés d'une analyse statistique comme celle présentée en section 3.5.1.

L'avantage principal de cette méthode est que nous bénéficions d'un effet de lissage dû au modèle dynamique, à un faible coût calculatoire. Le bruit et les transitoires sont naturellement filtrés, sans toutefois introduire de délai.

3.5.2 Résultats de la fusion basée sur un système dynamique

Fusion de données réelles

La figure 3.21 présente un résultat de fusion de différentes informations de phase à l'aide d'un oscillateur de Hopf forcé selon la méthode proposée plus haut. Les mesures capteur utilisées sont celles évoquées en début de section 3.5. Il apparaît clairement que ces trois estimations de la phase $\tilde{\varphi}_k$ sont toutes bruitées, certaines présentant aussi des biais importants. La phase finalement estimée après fusion $\hat{\varphi}$ est parfaitement filtrée : les influences des bruits ont été gommées, et le signal obtenu est parfaitement lisse et linéaire. La fusion de plusieurs phases permet donc d'obtenir une meilleure estimation de la phase, par rapport à la méthode n'utilisant qu'une seule mesure capteur (section 3.4.1).

Simulation d'un changement de rythme

Afin d'étudier le comportement de cet étage de fusion des phases en présence d'un changement du rythme des signaux d'entrée, nous avons simulé trois variables de phase dont la fréquence instantanée présente une augmentation brutale (figure 3.22). Ces variables de phases à fusionner étaient également bruitées. Nous avons pu ainsi vérifier que la phase finale obtenue s'adapte correctement au changement de fréquence.

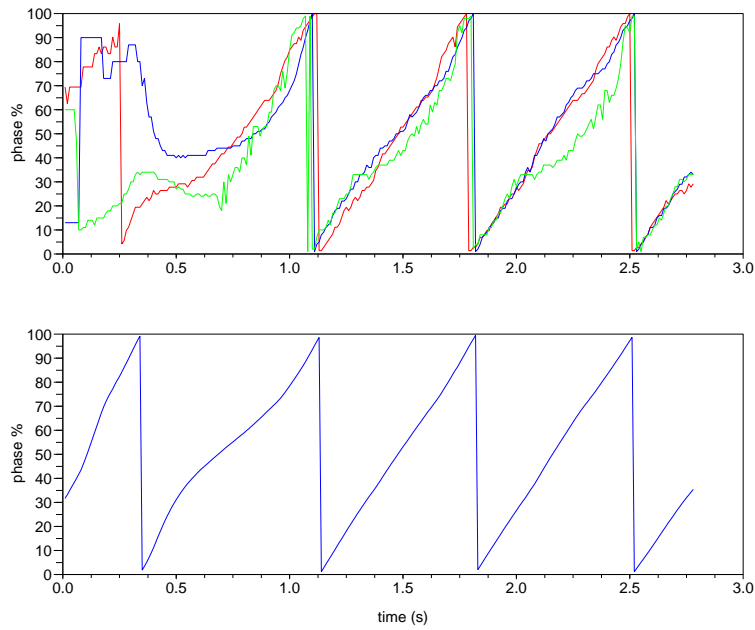


FIG. 3.21 – Résultat de la fusion. Haut : estimations de la phase par trois mesures capteur différentes ; Bas : estimation finale de la phase.

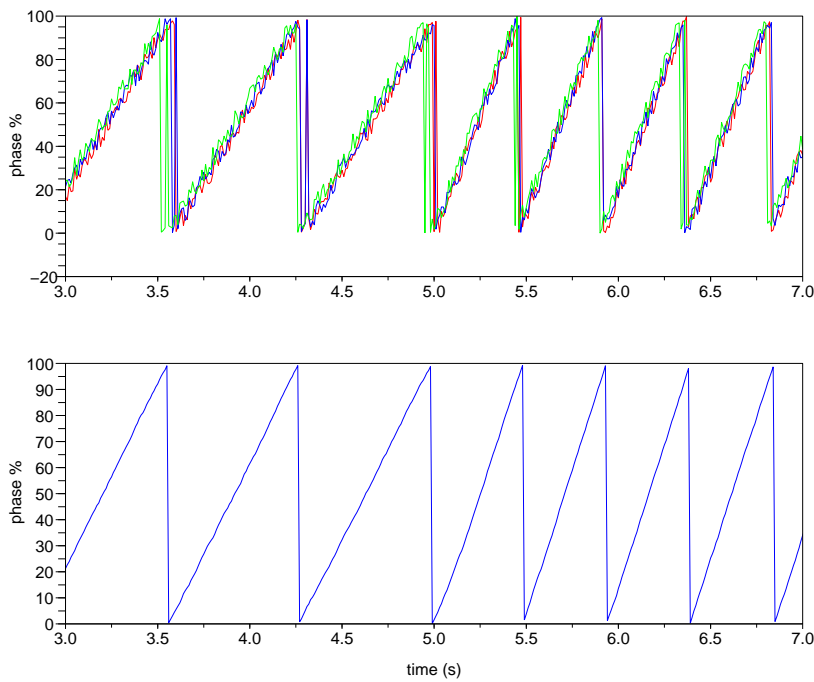


FIG. 3.22 – Comportement de la fusion des phases en présence d'un changement brutal de la fréquence des signaux d'entrée.



Une remarque importante

Une question pourrait être posée : pourquoi ne pas injecter les mesures capteur directement dans un oscillateur de Hopf, pour obtenir sa synchronisation sur la mesure ? Comme l'oscillateur de Hopf possède un comportement quasi-harmonique, il ne pourrait faire une estimation correcte de la phase que pour des entrées sinusoïdales. L'étape préalable de reconstruction de la phase à l'aide de l'observateur fournit un signal avec lequel on peut forcer, après transformation (équation 3.43), l'oscillateur de Hopf. En quelque sorte, l'observateur se comporte comme un « adaptateur d'impédance », assurant du même coup la propriété de synchronisation du système sur les signaux d'entrée.

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une méthode pour synchroniser, dans le cas des mouvements cycliques, une commande sur une mesure capteur donnée. Une extension de cette méthode au cas où l'on dispose de plusieurs mesures en entrée a également été proposée. Plus qu'une méthode, c'est une méthodologie de construction d'un système d'observation-commande qui est mise avant.

Du point de vue de la réhabilitation, il s'agissait de concevoir un système permettant d'assurer la coordination membres déficients avec les membres valides. Puisque l'interaction entre les deux « contrôleurs » (naturel et artificiel) est forte, on cherche à obtenir un système artificiel qui s'intègre le plus naturellement possible dans le contrôle volontaire du mouvement par l'homme. Puisqu'on met en oeuvre le concept CPG, vraisemblablement utilisé dans le contrôle du mouvement chez l'homme, on peut s'attendre à ce que la cohabitation de ces deux contrôleurs se passe bien (voir figure 3.23).

Du point de vue du concepteur de ce système, il s'agissait de garantir des propriétés (garantie de synchronisation, robustesse aux perturbations, aux erreurs d'estimation...) du contrôleur artificiel ; ces propriétés ont pu être vérifiées et les performances du système quantifiées.

On pourrait être tenté d'introduire des boucles de retour dans l'architecture proposée, intégrant des mesures capteur des parties commandées en plus des mesures externes à la commande. Cette idée est illustrée sur le schéma 3.24, dérivé de la figure 3.6 présentée en début de chapitre. Dans ce cas, la stabilité du système bouclé devrait être étudiée.

Dans ce chapitre dédié au suivi des mouvements, nous nous sommes spécialement

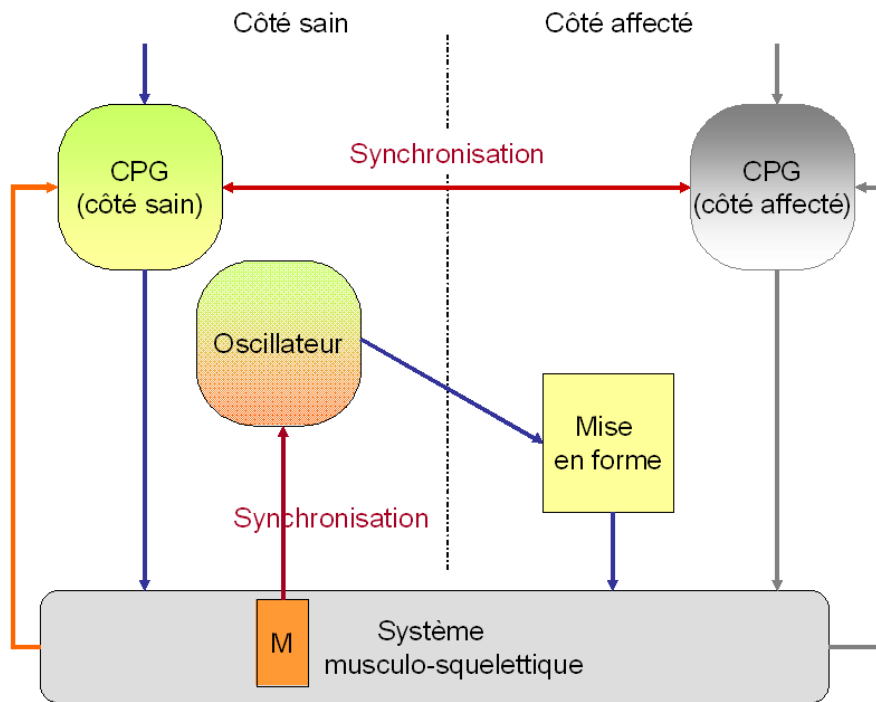


FIG. 3.23 – Contrôle artificiel du mouvement au milieu du contrôle naturel par l'homme

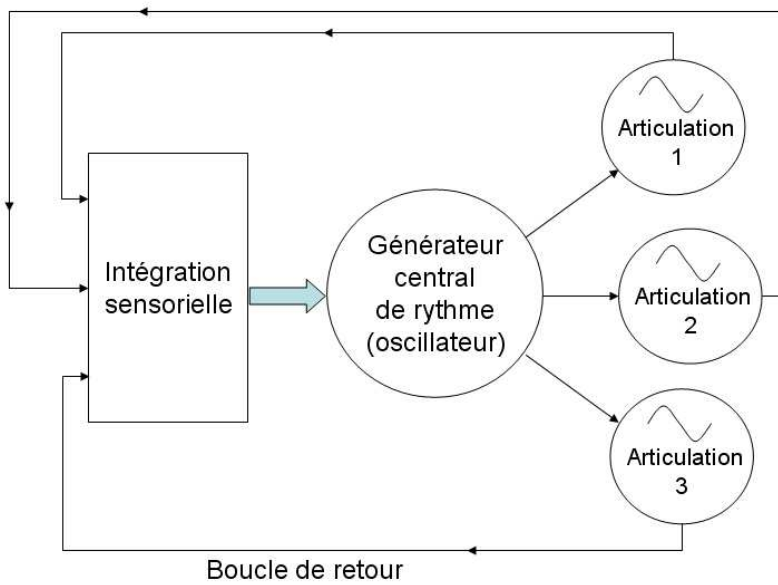


FIG. 3.24 – Introduction de trois boucles de retour dans une architecture à base de CPG intégrant des entrées sensorielles.



intéressés aux mouvements cycliques, notamment la marche, du fait son importance majeure. Ceci dit, d'autres mouvements, non cycliques, peuvent également être mis en jeu dans un système de réhabilitation (ce serait notamment le cas pour les membres supérieurs, placés initialement hors du champ d'étude de cette thèse). La même méthodologie peut être envisagée : construire un modèle du mouvement, puis son observateur. Il a déjà été montré (Ijspeert *et al.*, 2002) qu'il est possible de construire des modèles de mouvements à l'aide de systèmes dynamiques non-linéaires par apprentissage ; ces modèles se comportent également comme des attracteurs, à la manière d'un cycle limite. La difficulté résiderait alors dans le fait de trouver une paramétrisation de l'espace de ces modèles (plus ou moins équivalente aux isochrones) permettant d'extraire des variables de « haut niveau » de ces mouvements, utiles pour la commande. Cela impliquera de déterminer au préalable les variables d'intérêt pour la commande. Concernant cette dernière question, le cadre de travail mis au point par (Scholz et Schoner, 1999), et présenté plus tôt en 1.2.2, peut nous aider à identifier les variables effectivement contrôlées, et donc intéressantes à observer ou reconstruire.

Selon les variables à observer, d'autres signaux que les inclinaisons données par les centrales d'attitude peuvent être employés ; il faut pour cela disposer d'un modèle de ces signaux pendant le mouvement considéré. Par exemple, nous avons pu montrer avec (Moissenet, 2007) que les signaux d'un accéléromètre placé sur le tibia peuvent être décrits par un cycle hautement reproductible (figure 3.25). Si l'on arrive à identifier un oscillateur dont le comportement est proche de ce cycle, alors les accélérations pourraient servir de signal d'entrée. On notera que l'oscillateur de van der Pol, même modifié, ne permettra pas de modéliser n'importe quel signal cyclique. Il conviendra donc, pour simuler des signaux de forme d'onde plus complexe (présence de plusieurs maxima dans le cycle par exemple), de chercher des oscillateurs exhibant des comportements rendant compte de cette complexité. Certains systèmes chaotiques, comme les systèmes de Rosslër ou de Lorenz, pourraient apporter le degré de complexité nécessaire à cette modélisation.

Enfin, un dernier point est important à signaler : nous avons pu montrer dans les sections 3.4.3 et 3.4.5 que l'observateur présente une bonne robustesse aux changements de rythme ou de forme du signal d'entrée, indispensable pour assurer son bon fonctionnement dans une situation de marche réelle, où chaque cycle est légèrement différent du précédent. Toutefois, il arrive un moment où la mesure capteur diffère largement de la mesure attendue, lorsque le mouvement réellement effectué par la

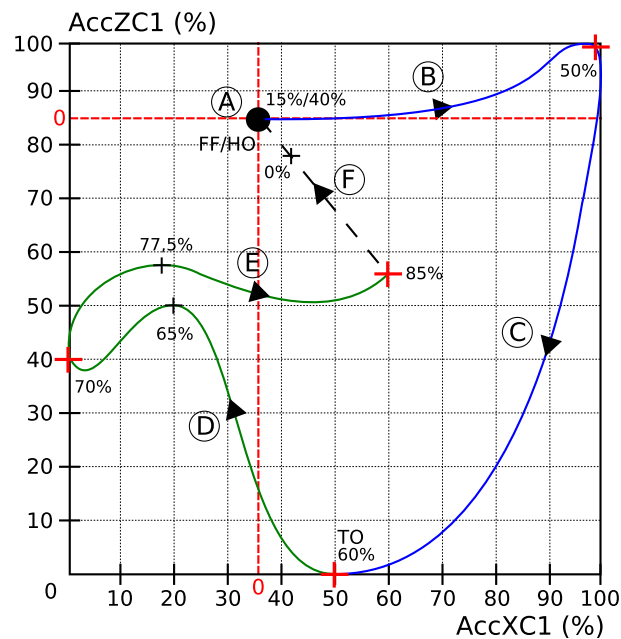


FIG. 3.25 – Cyclogramme des variations de l'accélération antéro-postérieure en fonction des variations de l'accélération cranio-caudale pour un capteur placé sur le tibia. En bleu est la phase de support, en vert la phase de vol, les lettres correspondant à diverses phases du cycle de marche (A : Midswing, B : Terminal stance, C : Preswing, D : Initial swing, E : Midswing, F1 : Terminal swing, F2 : Loading response)

personne change de nature. C'est par exemple le cas lorsqu'on passe d'une marche sur sol plat à une montée d'escaliers. L'observateur du mouvement marche devient inadapté, et il convient alors de détecter que le mouvement a changé, et effectuer une transition d'un mode d'activité vers un autre. Ces transitions d'une tâche à une autre seront abordées en détail au chapitre suivant (chapitre 4). Le passage à un autre mode d'activité peut également être requis lorsque le mouvement en cours fait l'objet d'une forte perturbation (en marchant, la personne trébuche, par exemple), et que la loi d'observation-commande en cours ne pourra pas corriger d'elle-même. Il faudra dans ce cas être capable de détecter la perturbation pour changer de loi de commande, et surtout de mettre au point un contrôle du mouvement permettant de compenser la perturbation et rétablir le comportement souhaité.

Chapitre 4

Niveau stratégique : détection des transitions entre tâches

The most merciful thing in the world, I think, is the inability of the human mind to correlate all its contents.

Howard Phillips Lovecraft (1890-1937)

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser au niveau **stratégique** de l'interaction patient/contrôleur artificiel, c'est à dire principalement à la question de l'identification de l'intention du patient. Il s'agit de déterminer *le plus tôt possible* l'action (posture ou mouvement) que le patient souhaite réaliser ; en effet, il est crucial que cette discrimination de tâche ait lieu le plus rapidement possible après que le patient a commencé le mouvement au travers de ses membres valides, afin de se placer dans le mode de fonctionnement adéquat, de manière à pouvoir appliquer une commande appropriée.

Dans le cadre du tableau présenté lors de l'annonce de la thèse défendue, cela correspond aux fonctions de transition d'une tâche vers une autre S_{ij} . Nous avons fait le choix (voir chapitre 2) d'observer les membres valides des patients à l'aide de capteurs de mouvement, et les transitions d'une tâche à l'autre sont naturellement basées sur ces observations. Dans ce chapitre, on cherche donc à déterminer ces fonctions de transitions S_{ij} . Plus généralement, nous nous attacherons à présenter des méthodologies de conception de ces fonctions.

Le schéma de fonctionnement envisagé est donc le suivant : d'abord, le patient initie et/ou termine une action à l'aide de ses membres valides. L'hypothèse est que son comportement change, et il s'agit d'interpréter ce comportement en observant à l'aide



des centrales d'attitude les mouvements soumis à l'action volontaire du patient, c'est à dire de ses membres valides. Lorsque l'intention du patient est détectée et reconnue, le système se place dans le mode de contrôle correspondant à l'action détectée, pour appliquer la commande adéquate (stimulation électrique fonctionnelle, par exemple), afin qu'à la fois les parties valides et déficientes du patient contribuent à l'action que le patient cherche à réaliser.

Bien évidemment, ce schéma fonctionnera d'autant mieux que le mouvement que le patient a besoin d'effectuer à l'aide de ses membres valides pour activer la transition précède normalement le reste du mouvement qui devra être artificiellement contrôlé. Par « normalement », nous entendons que le mouvement se déroule dans l'ordre membres valides → membres déficients chez des sujets sains. Pour cette raison, l'analyse et la compréhension de l'organisation temporelle et de la coordination des mouvements considérés est une composante importante de la conception d'un système de rééducation ou de suppléance fonctionnelle. En effet, on va chercher à placer les capteurs de mouvement sur des parties valides du corps qui sont normalement impliquées dans l'initiation du mouvement considéré, de façon à ce que le mouvement que le patient doit effectuer pour déclencher le contrôle artificiel soit le plus intuitif possible.

Il s'agit donc dans un premier temps de construire un modèle du mouvement que l'on va observer. Ce modèle peut prendre plusieurs formes : évolution temporelle type d'un vecteur d'observation, modèle dynamique décrit par un jeu d'équations différentielles, ... Il devient alors possible de comparer certaines variables d'état de ce modèle aux observations faites en temps réel, afin de déterminer si l'observation en cours se comporte de la manière prédite par le modèle. On cherchera à établir une distance entre l'observation et son modèle, distance dont le calcul dépendra bien évidemment de la forme du modèle.

En fonction de la posture en cours, il n'existe qu'un nombre limité de tâches possibles, que l'on va identifier. Une fois le modèle du mouvement mis en place, on va alors chercher à développer un algorithme qui fasse office de fonction de transition, en gardant à l'esprit la nécessité de détection « au plus tôt ». En effet, plus tôt le mouvement sera détecté, mieux on sera capable de préparer, si besoin, le changement de posture ; cela revient en quelque sorte à rejouer le rôle des ajustements posturaux anticipés (APA, voir section 1.2.2). La transition peut se faire dans deux sens différents : soit on cherche à détecter l'initiation d'une action, et on attendra une décroissance de la distance entre l'observation et son modèle, soit on cherche à détecter la terminaison d'une action, et l'on s'attendra à ce que cette distance augmente. Bien entendu, selon l'action en cours, plusieurs transitions de sortie peuvent



être attendues, et l'on cherchera la plus pertinente.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons donc aborder ces deux types de fonctions de transition : l'initiation d'un mouvement (section 4.2), ou la transition d'une action à une autre (section 4.3).

4.2 Reconnaissance de l'initiation d'un mouvement

Dans cette section, nous allons nous intéresser plus particulièrement à un exemple : le lever de chaise chez le patient paraplégique sous stimulation électrique fonctionnelle. La méthodologie abordée ne se limite toutefois pas à cet exemple, mais peut être utilisée pour d'autres mouvements (initiation du pas, par exemple).

Le lever de chaise est un mouvement auquel nous souhaitons accorder une importance particulière dans le cadre de la suppléance fonctionnelle, dans la mesure où il s'agit d'un mouvement maintes fois répété au cours de nos activités quotidiennes, et d'un pré requis à la locomotion (Kerr *et al.*, 1997). Le passage à la station debout à l'aide d'une stimulation électrique des muscles extenseurs du genou est une activité bien acceptée par les patients paraplégiques (Kuzelicki *et al.*, 2000), et ses bénéfices pour le patient sont autant d'ordre physiologiques (prévention d'escarres, notamment) que psychologiques. Cependant, la stimulation électrique fonctionnelle des extenseurs du genou ne génère qu'un couple articulaire limité lors du lever. De ce fait, le patient s'aide largement des bras, généralement appuyés sur des barres parallèles ou un déambulateur, et l'effort important exercé sur les épaules peut conduire à certaines pathologies. Il est également important d'optimiser la stimulation électrique fonctionnelle, du point de vue de la fatigue musculaire. En effet, minimiser l'énergie requise par le lever permettrait au patient d'améliorer ses performances dans les activités qui peuvent suivre le lever ; par exemple, rester plus longtemps en station debout, ou envisager la marche. Les techniques classiques qui consistent à stimuler aussi fort que possible les extenseurs du genou tout au long du lever ne sont pas optimales, et l'on peut dès lors chercher à proposer une solution où le mouvement est optimisé d'un point de vue « énergétique », tout en limitant au maximum l'action des bras. D'autres solutions existent, à base de robots assistant le lever (Kamnik *et al.*, 2003 ; Riener et Fuhr, 1998), qui posent aussi des questions d'interface patient/système d'aide au mouvement.

Chez le sujet valide, le mouvement du tronc précède l'action des jambes : le lever de chaise est impossible sans l'aide des bras si l'inertie du tronc n'est pas exploitée et associée à une préparation posturale des jambes. Nous avons vu plus tôt (au chapitre



1, section 1.2.2) que chez l'humain valide, l'amorce des mouvements volontaires est précédée de réponses posturales appelées ajustements posturaux anticipés. Ainsi, une tâche de lever de chaise est normalement précédée par l'inhibition du muscle soléaire (une planche représentant les muscles du corps humain est présentée en annexe A) et l'activation du muscle jambier antérieur (voir plus loin, figure 4.6).

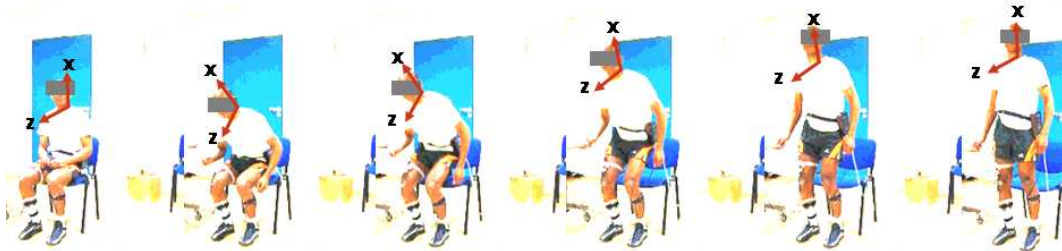


FIG. 4.1 – Séquence de lever de chaise

De fait, il s'agit de l'une des tâches fonctionnelles les plus contraignantes mécaniquement (Riley *et al.*, 1991 ; Kerr *et al.*, 1997). Pour permettre sa réalisation, deux stratégies ont été proposées (Bahrami *et al.*, 2000 ; Riley *et al.*, 1991), qui justifient la flexion de la partie supérieure du corps qui précède le lever. Il s'agirait :

1. de garantir la stabilité lors de la suppression des appuis sur le siège
2. de générer un mouvement linéaire horizontal ensuite transformé en moment linéaire vertical pour faciliter la transition dynamique de la station assise à la station debout.

Nous nous attacherons à montrer et à expliciter le rôle du tronc dans la partie 4.2.1.

Il est indispensable de passer d'une cohabitation passive des contrôleurs naturel et artificiels dans le cadre de la réhabilitation fonctionnelle du membre inférieur, à une véritable collaboration et coordination. On cherche donc à *réintroduire le mouvement du tronc chez le patient paraplégique*, préparatoire à l'action des jambes lors d'un lever chez le sujet sain. Une idée consiste à demander au patient paraplégique d'effectuer une préparation à l'action des jambes sous électro-stimulation au travers d'un mouvement du tronc, que l'on va tenter de détecter à l'aide d'une centrale d'attitude. Cette approche consistant à prédire un instant précis dans le mouvement de lever de chaise a déjà été abordée par (McGibbon *et al.*, 2004) qui estime l'instant où l'on passe en appui uniquement sur les pieds (plus de contact avec la chaise), à l'aide d'un modèle linéaire utilisant des capteurs de pression placés sous les pieds. Le comportement que nous cherchons à obtenir est le suivant : si le mouvement observé par le capteur de mouvement est bien celui d'une préparation de lever de



chaise, on déclenche la stimulation électrique des muscles des jambes impliqués dans le mouvement. On s'attachera également à déclencher la stimulation au meilleur moment de façon à rétablir une coordination optimale entre le tronc et les membres inférieurs.

Pour cela, une première étape consiste en l'analyse de ce mouvement, que nous allons mener au travers de deux études, l'une faisant appel à la simulation biomécanique, l'autre à l'expérimentation. Cette analyse nous permettra de dégager les caractéristiques et les invariants du lever de chaise. Ensuite, on pourra passer au développement d'algorithmes de détection et de reconnaissance du mouvement, et enfin évaluer leurs performances.

4.2.1 De l'analyse du mouvement à son modèle

On cherche ici à simuler le mouvement de lever de chaise à l'aide d'un modèle biomécanique très simplifié. Nous avons vu précédemment 3.3.1 que la dynamique du corps humain peut s'exprimer sous une forme lagrangienne :

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) + G(q) = -B(\dot{q}) + \Gamma + \lambda(q, \dot{q})^T C(q) \quad (4.1)$$

Le terme $\lambda(q, \dot{q})^T C(q)$ représente les couples exercés par les forces extérieures que sont les contacts avec le sol, l'interaction avec une chaise... $C(q)$ est la matrice Jacobienne aux points sur lesquels les forces extérieures sont appliquées, et $\lambda(q, \dot{q})$ correspond à l'amplitude de ces forces. La dynamique d'un bipède est caractérisée par l'existence de contraintes sur ces variables, résultant de l'interaction avec le sol.

Dans ce cadre, on peut exprimer la transition station assise vers station debout comme un problème d'optimisation, où la configuration de la posture q doit minimiser une fonction de coût J sur un horizon temporel h :

$$J = (H_{cdm} - H_{cdmD})^T (H_{cdm} - H_{cdmD}) \quad (4.2)$$

où $H_{cdm}(t) = [X_{cdm}(t); Y_{cdm}(t); X_{cdm}(t+1); Y_{cdm}(t+1); \dots; X_{cdm}(t+h); Y_{cdm}(t+h)]^T$ est la séquence des positions du centre de masse sur l'horizon h , et où $H_{cdmD} = [X_{cdmD}; Y_{cdmD}; \dots; X_{cdmD}; Y_{cdmD}]^T$ est un vecteur formé par les positions *désirées* du centre de masse (correspondant en fait à la station debout), toujours sur l'horizon h . La solution à ce problème est illustrée par les figures 4.2 et 4.3-a. On peut remarquer que le bipède passe directement, par le chemin le plus court, de la position assise à la station debout.

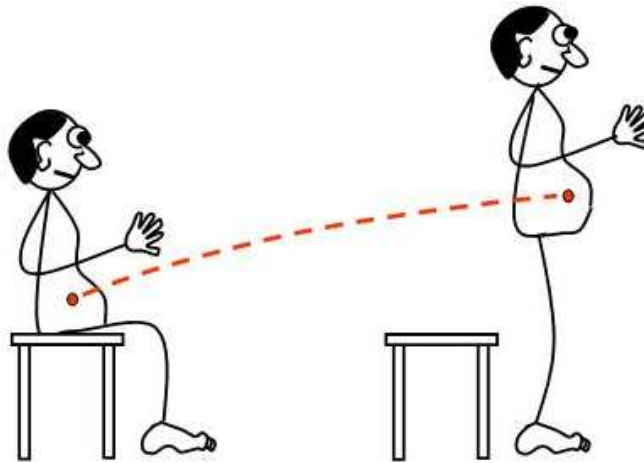


FIG. 4.2 – Simulation du lever de chaise.

On ajoute maintenant des contraintes au problème, en termes de limitations des couples articulaires, de manière à rendre le problème plus réaliste :

$$\Gamma_{min} < \Gamma < \Gamma_{max} \quad (4.3)$$

La conséquence de cette limitation, visible sur la figure 4.3-b, est que le système doit utiliser l'inertie de son tronc pour réaliser le mouvement. Cette simulation explique clairement l'importance du mouvement du tronc, qui doit se pencher en avant pour préparer l'action des jambes. Il y a donc un besoin de coordination entre les membres supérieurs et inférieurs pour effectuer un lever de chaise lorsque les couples articulaires disponibles sur les jambes sont limités, ce qui est bien entendu le cas avec des muscles. Sans cette coordination, d'autres efforts extérieurs seront requis, tels que des appuis sur les bras.

Le mouvement préparatoire du tronc est donc un prérequis à l'action des jambes lors du lever de chaise ; nous allons maintenant analyser plus finement ce mouvement à l'aide d'expérimentations.

Expérimentation

Protocole Pour analyser le mouvement de lever de chaise chez le sujet sain, on place une centrale d'attitude sur le tronc de la personne, au niveau de la cervicale C7. D'autres capteurs (EMG, et centrales d'attitude) sont positionnés sur la cuisse et le tibia afin d'obtenir une vue globale de l'organisation du mouvement. Chaque centrale nous donne accès à la fois à l'inclinaison dans le plan sagittal du membre

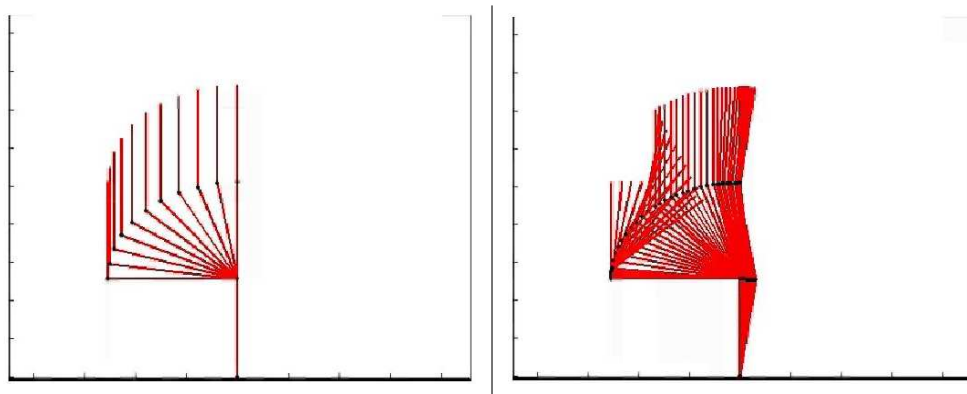


FIG. 4.3 – Résultats des simulations. a/ (Gauche) : sans limitation des couples articulaires. b/ (Droite) : avec limitation des couples articulaires.

auquel elle est attachée, ainsi qu'aux accélérations dans le plan sagittal (axe X et Z de la figure 4.4). Si besoin, on peut également avoir accès aux composantes gravitationnelles et dynamiques des signaux accélérométriques, comme expliqué au chapitre 2.



FIG. 4.4 – Dispositif expérimental : centrale d'attitude placée sur le tronc de la personne.

Aucune consigne précise n'était donnée au sujet auquel il était simplement spécifié, à partir d'une position assise, de se lever au signal donné par l'expérimentateur. De même, aucune attention particulière n'a été apportée à la position des pieds des sujets. Deux types de chaises ont été utilisées de façon indifférente. Au total, 67 mouvements de lever de chaise, effectués par 10 personnes valides différentes, ont pu



être enregistrés selon ce protocole.

Observations Le premier résultat de l'analyse des données recueillies est la faible intra et inter-variabilité des variables orientation et accélérations du tronc (figure 4.5). Il apparaît que les signaux d'accélération observés restent bien en phase non seulement avec l'angle du tronc auquel ils correspondent, mais *sont également en phase les uns par rapport aux autres, cela indépendamment du sujet considéré*. Le point important est la reproductibilité temporelle du signal inter-sujets, puisque les courbes de la figure 4.5 ont été tracées sans besoin de normalisation temporelle. Cela rejoint l'hypothèse selon laquelle la plupart des tâches humaines ont des propriétés indépendantes de l'état initial du corps et de la vitesse à laquelle la tâche est réalisée (Bahrami *et al.*, 2000). Nous disposons ainsi d'un patron de mouvement du tronc (accélérations + orientation) associé à la tâche du lever de chaise (figure 4.5).

On peut noter (figure 4.6) l'organisation temporelle des mouvements du tronc qui précèdent ceux des jambes. 450 à 500 ms séparent le démarrage du mouvement (variation de l'orientation) du tronc de celui des jambes. Les accélérations permettent de détecter le futur mouvement du tronc 100 ms avant que son orientation ne varie. On note également que la contraction du muscle jambier antérieur survient dès la mise en action du tronc. Ces observations mènent à la conclusion suivante : *le mouvement préparatoire du tronc survient suffisamment en avance pour envisager sa détection*. D'autre part, ce schéma d'organisation nous renseigne sur l'instant où il faudra déclencher la stimulation électrique fonctionnelle des jambes chez le patient paraplégique.

Le patron accélérométrique du mouvement, présenté en figure 4.5, fait ressortir une caractéristique importante : une petite dépression visible à l'initiation du mouvement, qui correspond à la poussée du tronc vers l'avant. Cette poussée doit être suffisamment importante pour contribuer au lever, qui doit se faire de manière dynamique (voir (Kerr *et al.*, 1997), et section présente). Cette poussée vers l'avant entraîne une rotation du tronc autour de l'axe formé par le bassin dans le plan sagittal, rotation qui influe largement sur le reste du signal accélérométrique, dans lequel on observe une augmentation directement liée à l'inclinaison du tronc.

Un autre point important à souligner est que l'accélération suivant l'axe Z semble moins sujette à variabilité que celle selon l'axe X (voir figure 4.7). Ceci est d'autant

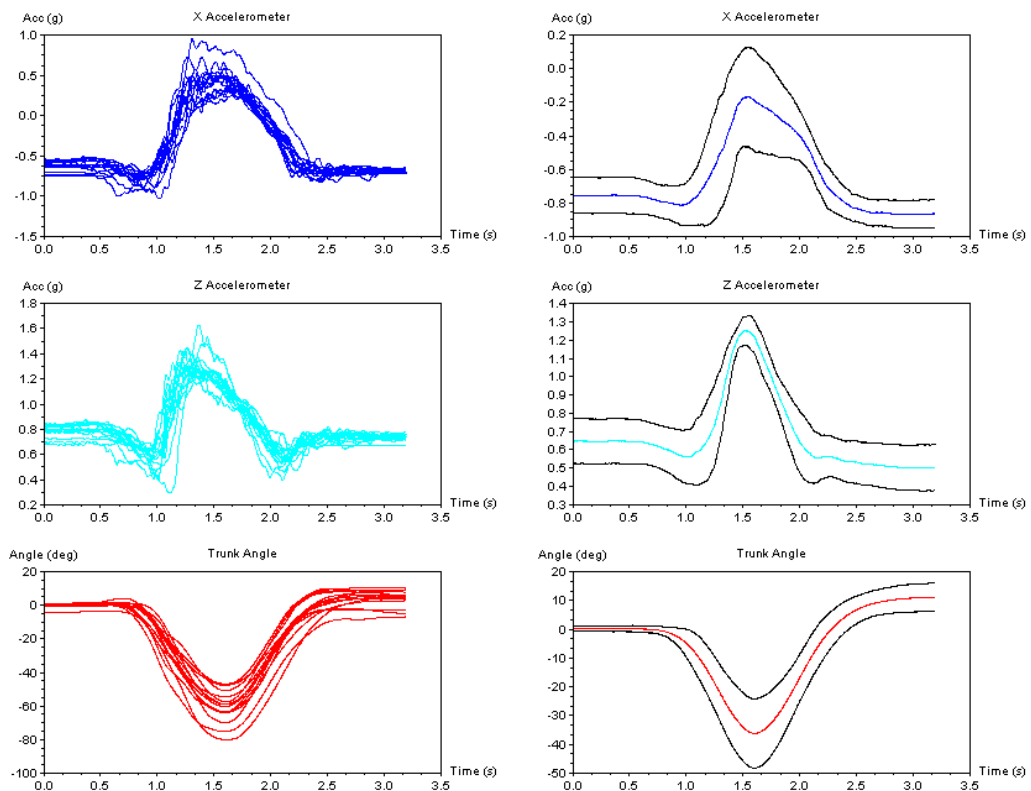


FIG. 4.5 – Colonne de gauche : 15 essais de lever de chaise pour un sujet donné. Colonne de droite : moyenne des signaux (\pm std) pour l'ensemble des 67 essais de tous les sujets. Du haut en bas : accélération selon l'axe X, accélération selon l'axe Z, et inclinaison du tronc. Les signaux sont centrés temporellement par rapport à l'échantillon où se trouve le minimum de l'angle du tronc par rapport à la verticale.

plus visible si l'on observe l'accélération uniquement due au mouvement¹.

Cela pourrait être rattaché à l'hypothèse du « contrôle réduit des variables », proposée par (Scholz et Schoner, 1999), selon laquelle le centre de masse serait une variable contrôlée par le SNC. Lors du mouvement de lever de chaise, l'accélération antéro-postérieure du tronc (axe Z) joue un rôle primordial dans le placement du centre de gravité au dessus de la base de support constituée par les pieds, tandis que l'accélération selon l'axe X est moins critique, et donc sujette à une variabilité plus importante.

On dispose donc d'un modèle du mouvement de lever de chaise, sous la forme d'un

¹cela est du au fait que, du point de vue de la variabilité, l'accélération gravitationnelle contribue de la même manière sur les deux axes, puisqu'il s'agit en fait de la même variable : l'angle du tronc. En observant l'accélération uniquement due au mouvement, on observe bien deux variables complètement indépendantes selon les 2 axes

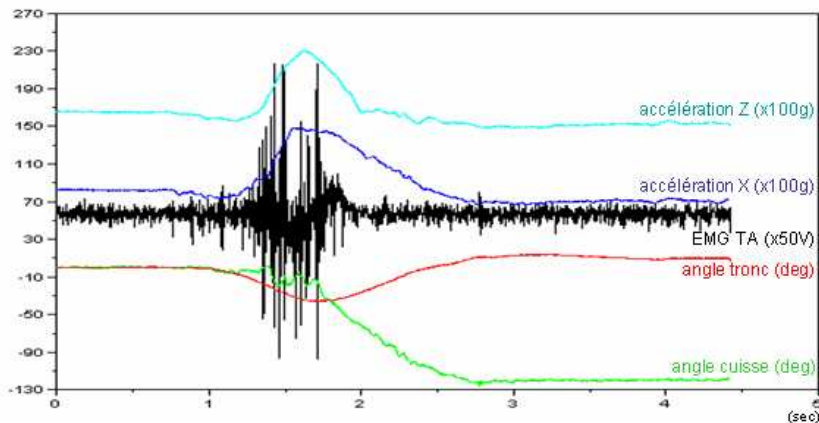


FIG. 4.6 – Lever de chaise : exemple d’organisation temporelle des mouvements du tronc et des jambes. Le signal EMG TA correspond à l’activité musculaire du muscle jambier antérieur.

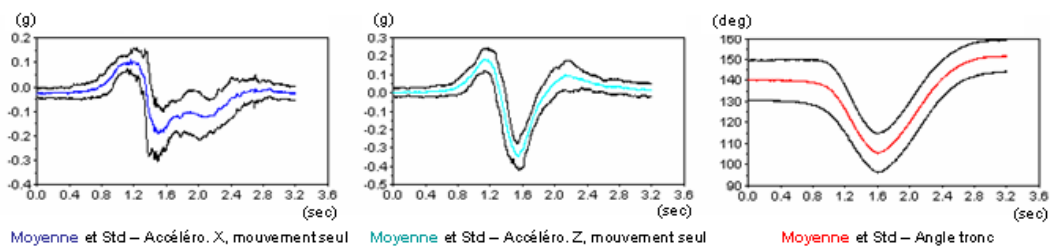


FIG. 4.7 – De gauche à droite : moyennes et écarts types (sur l’ensemble des essais de 4 sujets) des accélérations dues au mouvement uniquement suivant les axes X et Z et angle du tronc correspondant. Les signaux sont centrés temporellement par rapport à l’échantillon où se trouve le minimum de l’angle du tronc par rapport à la verticale.

patron d’évolution temporelle d’un signal. L’accélération A_z a été retenue, d’une part pour sa grande reproductibilité, et d’autre part parce qu’elle ne nécessite aucun traitement préalable (pas de calcul d’angle nécessaire, par exemple). Si ce patron est reproductible, cela signifie que l’on peut le reconnaître.

4.2.2 Algorithmes de détection

Dans cette partie, nous allons tenter d’identifier des algorithmes de détection et de reconnaissance du mouvement. La classification et la reconnaissance de mouvements, qu’elles utilisent la vidéo (Gavrila, 1999 ; Moeslund *et al.*, 2006) ou des dispositifs embarqués sur la personne (Mantjarvi *et al.*, 2001) bénéficient d’une



recherche active, du fait de leurs enjeux importants (surveillance, interaction robot/environnement (Janus et Nakamura, 2005), applications biomédicales (Veltink *et al.*, 1996), ...). Une contrainte majeure est que ces opérations doivent se dérouler en temps réel : à chaque pas de temps, il faut être capable de décider si oui ou non un mouvement de lever de chaise est en cours. En conséquence, les algorithmes utilisés ne doivent utiliser qu'une puissance de calcul limitée, ce qui incite à écarter d'emblée certaines méthodes classiquement utilisées en reconnaissance de formes, comme le Dynamic Time Warping (Myers et Rabiner, 1981), trop gourmandes en temps de calcul. Nous présentons par la suite deux méthodes différentes, cette liste pouvant bien évidemment être étendue.

Methode 1 - Coefficient de corrélation

Cette méthode est basée sur le calcul d'un coefficient de corrélation entre la mesure accélérométrique en cours et une référence de mouvement. On se base sur le patron de mouvement obtenu plus haut par moyennage, pour un sujet donné, de 4 essais. Ce patron doit donc être préparé spécifiquement pour chaque individu ; le patron est ensuite tronqué de manière à ne conserver que l'initiation du mouvement, stoppé à l'instant précis où les jambes commencent à bouger (voir figure 4.8).

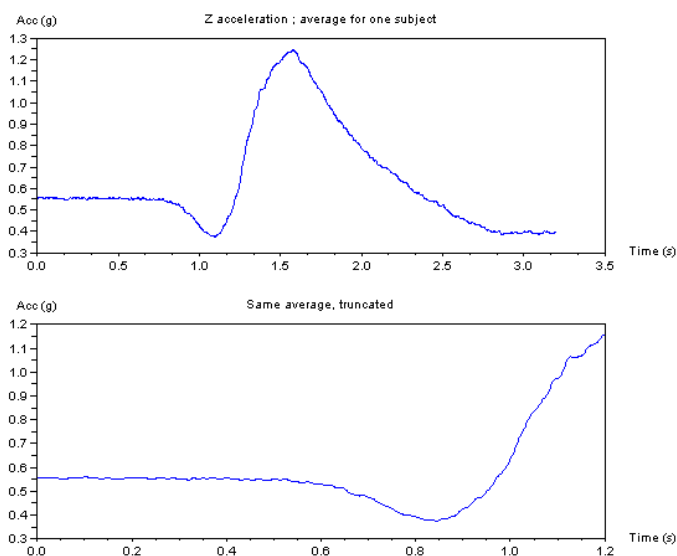


FIG. 4.8 – En haut : patron obtenu par moyennage sur 4 essais du même sujet de l'accélération selon l'axe Z. En bas : même signal, tronqué à l'instant où les jambes commencent à bouger.

Supposons que cette référence A_r contienne N échantillons ; nous pouvons calculer à chaque instant k la corrélation entre les N derniers échantillons de l'accélération



A_z mesurée et la référence A_r :

$$C(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{(A_z(k - N + n) - \bar{A}_z) \cdot (A_r(n) - \bar{A}_r)}{\sqrt{\sigma(A_z)^2 \cdot \sigma(A_r)^2}}$$

Dès que le mouvement commence, le coefficient de corrélation $C(k)$ est modifié, et augmente si le mouvement en cours ressemble à la référence, ce qui est le cas si le mouvement effectué par la personne est également celui attendu. Lorsque le signal de test A_z atteint l'instant où la référence a été tronquée, le coefficient de corrélation commence à diminuer. La valeur maximale qu'il atteint doit être très proche de 1 si l'accélération A_z correspond à la référence A_r (figure 4.9).

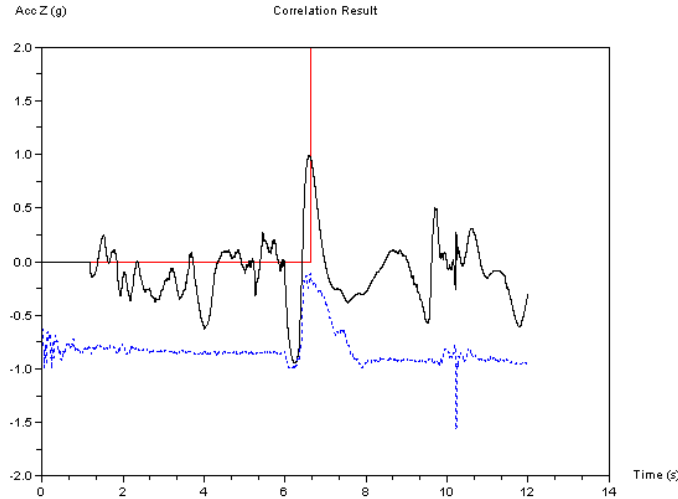


FIG. 4.9 – Coefficient de corrélation tout au long du mouvement (trait plein), calculé à partir du signal accélérométrique A_z (pointillés). La ligne verticale montre l'instant estimé du début du mouvement des jambes, donné par le maximum de corrélation.

De ce fait, la détection et la reconnaissance du mouvement peut se faire très simplement : si le coefficient de corrélation atteint une valeur plus grande que $1 - \epsilon$, ϵ étant petit (en pratique, $\epsilon \approx 0.05$, le mouvement est reconnu comme étant un lever de chaise. On peut alors déclencher l'électro-stimulation des muscles des jambes aussitôt après que la coefficient de corrélation commence à diminuer, puisqu'on a préalablement tronqué le signal de référence A_r exactement au moment où l'on souhaite démarrer la stimulation musculaire.



Méthode 2 - Détection de changements abrupts

La détection des changements abrupts est une théorie largement explorée par (Basseville et Nikiforov, 1993), et qui s'attache à la détection de changements des valeurs de paramètres dans des systèmes stochastiques. Une importance toute particulière est apportée à la détection précoce de ces changements, point crucial dans un contexte de détection de fautes, ou de diagnostic biomédical, par exemple. De cette approche, nous ne présenterons ici qu'une application simple, basée sur l'*estimation séquentielle d'un rapport de vraisemblance*.

Étant donné un signal **non stationnaire**, on cherche à déterminer l'instant où les changements des propriétés statistiques interviennent. L'idée consiste alors à calculer un rapport de vraisemblance (Likelihood Ratio, ou LR, en anglais) comparant deux hypothèses correspondant à deux états des propriétés statistiques du signal. Pour effectuer cette comparaison **en ligne**, le rapport de vraisemblance séquentiel (SLR) peut être introduit. Dans un premier temps, nous utilisons cette technique pour détecter un changement très simple sur le signal accélérométrique : le sujet est-il toujours au repos où a-t-il commencé à bouger ? En faisant l'hypothèse que l'accélération au repos se comporte comme un signal de moyenne et variance constante σ^2 , un rapport de vraisemblance permettrait de tester les deux hypothèses suivantes :

- (H_0) : l'accélération est proche de sa valeur « repos », μ_0
- (H_1) : l'accélération est plus proche de sa valeur « mouvement », μ_1

et le rapport de vraisemblance s s'écrit :

$$s_k = \ln \frac{P(H_1)}{P(H_0)} = \frac{(\mu_1 - \mu_0)}{\sigma^2} \cdot \left(x(k) - \frac{\mu_0 + \mu_1}{2} \right)$$

Dans ce cas, s_k est positif si (H_1) est vérifiée, et négatif dans l'autre cas. La somme cumulée, ou rapport de vraisemblance séquentiel, est calculée par la statistique :

$$S_k = \sum_{n=1}^k s_n$$

Supposons que le signal est initialement à sa valeur de repos (hypothèse (H_0)); cette somme cumulée va alors décroître jusqu'à ce qu'un changement statistique apparaisse. Nous pouvons alors choisir la fonction de décision suivante, g :

$$\left\{ g_k = S_k - \min_{n=1}^k S_n \right\} > h$$

où h est un seuil correctement choisi. Tant que S_k décroît, g_k reste à 0 ; puis, dès que l'hypothèse (H_1) devient vérifiée, S_k augmente, et g devient vraie : le mouvement est



déecté. Le seuil h reflète la durée pendant laquelle le signal doit être statistiquement proche de μ_1 pour que le changement soit détecté. Plus le seuil est élevé, plus cette durée devra être longue; cela rendra l'algorithme plus robuste (augmentation du temps moyen entre deux fausses détections), mais introduira également un retard à la détection. On trouve dans (Basseville et Nikiforov, 1993) (section 4.4), des résultats ainsi que des preuves d'optimalité dans le choix du seuil h , pour différentes algorithmes de détection de changements. En pratique, ce seuil est déterminé en fonction de la variance du signal; généralement, $h = 3\sigma^2$ est un choix judicieux. Cette méthode permet de détecter de manière robuste l'initiation du mouvement. La figure 4.10 en montre un exemple.

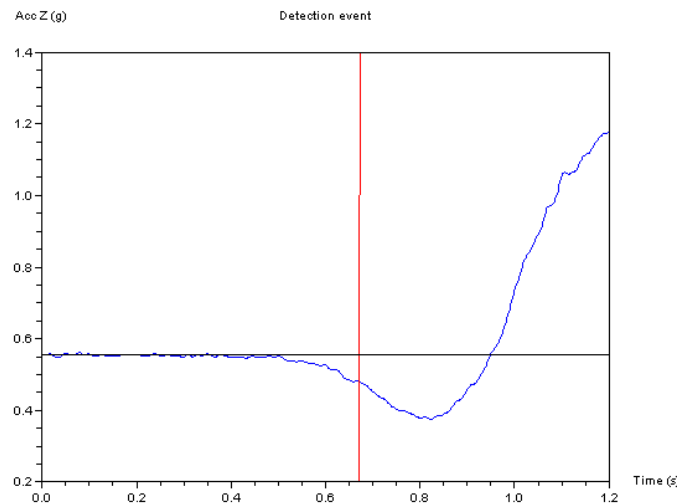


FIG. 4.10 – Détection de l'initiation du mouvement sur le signal accélérométrique

Reconnaissance du mouvement Après la détection de l'initiation, l'étape suivante est la reconnaissance du mouvement, pour s'assurer qu'il s'agit bien d'un lever de chaise. Pour cela, nous calculons l'intégrale du signal de référence A_r (le même que précédemment) par rapport à sa valeur au repos, entre deux bornes :

- l'instant où l'initiation du mouvement est détectée
- l'instant où les jambes commencent à bouger (en fait, la fin de la référence, par définition)

Ce calcul peut être réalisé une fois pour toutes, à l'avance, hors ligne; la valeur finale I_f de l'intégrale est conservée, et sera utilisée par la suite. Pour effectuer la détection et la reconnaissance en ligne du mouvement, les traitements suivants sont effectués :

1. détection de l'initiation du mouvement à l'aide du SLR. Le paramètre h utilisé



lors de la détection en temps réel doit être *le même* que celui utilisé lors du calcul de l'intégrale de la référence.

2. calcul en ligne de l'intégrale de l'accélération « test » A_z , entre l'initiation détectée du mouvement et l'instant courant.
3. vérification du fait que, dans les premiers instants du mouvement, cette intégrale passe au dessous d'une valeur I_a donnée, négative. Cela signifie que l'accélération vers l'avant, c'est à dire la poussée préparatoire du tronc mise en évidence en section 4.2.1, est significative. Cela permet de discriminer les mouvements, pour séparer un « vrai » lever de chaise d'un « faux » mouvement.
4. l'intégrale du mouvement en cours augmente ensuite, au fur et à mesure que le tronc se penche en avant, et finit par atteindre la valeur I_f . En théorie, si l'accélération mesurée exhibe exactement la même dynamique que sa référence, cette valeur est atteinte exactement au moment où les jambes commencent à bouger (figure 4.11). Ceci est supporté par la grande reproductibilité du mouvement.

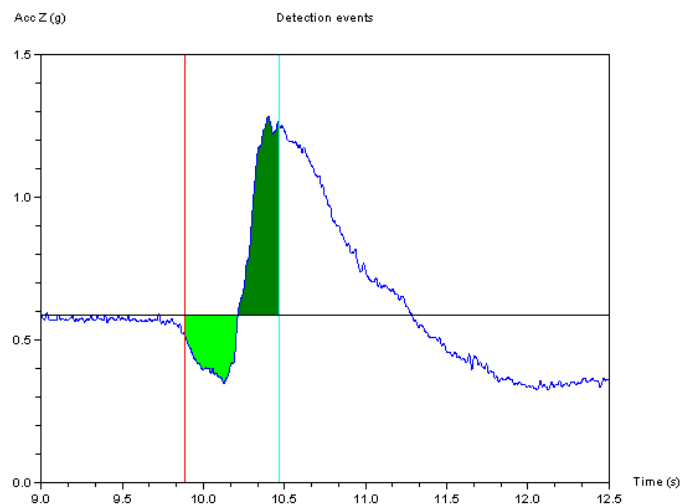


FIG. 4.11 – Signal d'accélération et ses deux évènements détectés : initiation, et atteinte de la valeur finale I_f par l'intégrale.



	Corrélation	Changements abrupts
Sensibilité	96.7 %	96.7 %
Sélectivité	76.2 %	76.2 %
Erreur temporelle de détection (moyenne)	-0.7 ms %	1.47 ms %
(écart type)	36.7 %	39.3 %

TAB. 4.1 – Récapitulatif des performances des algorithmes de détection/reconnaissance du mouvement

4.2.3 Resultats

Détection et reconnaissance du mouvement

Les performances de reconnaissance du mouvement des deux algorithmes ont été évaluées de la manière suivante : pour chaque sujet, le signal de référence A_r était calculé en moyennant la moitié des essais disponibles chez ce sujet. L'autre moitié des mouvements de lever de chaise disponibles était utilisée pour tester les algorithmes. En premier lieu a été évaluée la sensibilité des algorithmes, à savoir la capacité de la méthode à détecter un mouvement de lever qui lui est présenté. Les performances des deux méthodes sont similaires (voir table 4.1), et tout à fait satisfaisantes, puisque 96.7 % des mouvements de lever présentés ont été détectés.

La sélectivité des algorithmes a également été explorée : il s'agit de déterminer la capacité des algorithmes à éviter les fausses détections, à ne pas identifier d'autres mouvements comme étant des levers de chaise. Nous avons demandé à 5 des 10 sujets de l'étude d'effectuer une tâche de saisie. Les sujets étaient placés dans une situation identique à celle du mouvement de lever : assis sur une chaise, avec cette fois-ci un objet placé devant eux sur une table basse. Le tronc se penche également en avant lors de ce mouvement, mais la dynamique est suffisamment différente pour permettre une discrimination. On a donc présenté ces tâches de « faux lever » aux deux algorithmes, pour un résultat de sélectivité de 76.2 % : les deux méthodes ont toutes deux rejeté 16 des 21 essais de saisie disponibles. Cette probabilité de fausse détection pourrait être évaluée de manière plus extensive en utilisant des enregistrements de longue durée des activités quotidiennes d'une personne. La sélectivité peut paraître un peu faible ; toutefois, la détection d'initiation de mouvement chez le patient paraplégique se fera dans un environnement relativement structuré, et l'on peut imaginer sans que ce soit limitant que le patient ne cherchera pas à délibérément « tromper » le système en effectuant des faux mouvements de lever. En parallèle, la sélectivité pourrait être améliorée en utilisant d'autres informations fournies par le capteur et utiles à la discrimination des mouvements ; on pourrait se servir par



exemple de l'inclinaison du tronc par rapport à la verticale, qui a été utilisée par (Noury *et al.*, 2004) pour classifier l'activité d'une personne.

Ces performances peuvent être modulées en changeant certains des seuils utilisés par les algorithmes. Pour l'algorithme à base de corrélation, augmenter ϵ revient à augmenter la sensibilité, diminuant du même coup la sélectivité. Le même constat peut être fait pour la méthode à base de détection de changements abrupts : plus la valeur I_a qui quantifie la poussée minimale du tronc vers l'avant est basse, plus la sélectivité sera bonne, puisque les mouvements de saisie sont plus lents, donc moins accélérés. À terme, il conviendra de régler ce compromis entre sensibilité et sélectivité en fonction des besoins des patients. Dans un environnement clinique très structuré, la sensibilité sera le critère dominant. À l'inverse, si l'on envisage une utilisation du système d'aide au lever par le patient seul, à son domicile, où il peut engager de nombreux mouvements différents, la sélectivité sera essentielle. Cela sera nécessaire afin de limiter au maximum les faux-positifs qui déclencheraient un lever non désiré par le patient.

Vers la synchronisation tronc/jambes

Le délai de reconnaissance du mouvement (entre l'initiation réelle du mouvement et sa reconnaissance), n'est pas le meilleur moyen de quantifier les performances des algorithmes. Plus importante que ce délai est l'erreur temporelle entre l'estimation de l'instant de début du mouvement des jambes et son instant réel. Cette variable est essentielle pour la coordination du mouvement des jambes (induit) avec celui du tronc (mesuré) chez le patient paraplégique. À l'aide des capteurs de mouvement placés sur jambes des sujets, il nous a été possible d'extraire l'instant réel de début de mouvement des jambes, que nous avons pu comparer à son estimation. Nous avons utilisé la même méthode de détection de changements abrupts que dans le cas du tronc (voir section 4.2.2) pour extraire l'instant d'initiation du mouvement des jambes. Cette erreur temporelle a été évaluée pour les deux algorithmes, et les résultats sont présentés dans la figure 4.12.

Ces histogrammes reflètent de bonnes performances : les erreurs temporelles sont comprises dans un intervalle de ± 50 ms, ce qui est faible par rapport à la durée totale du mouvement (2s). On peut donc attendre une bonne synchronisation tronc/jambes. L'algorithme à base de corrélation présente une meilleure répartition des erreurs temporelles, et sera donc retenu par la suite lors de la réalisation d'un prototype fonctionnel (voir chapitre 6).

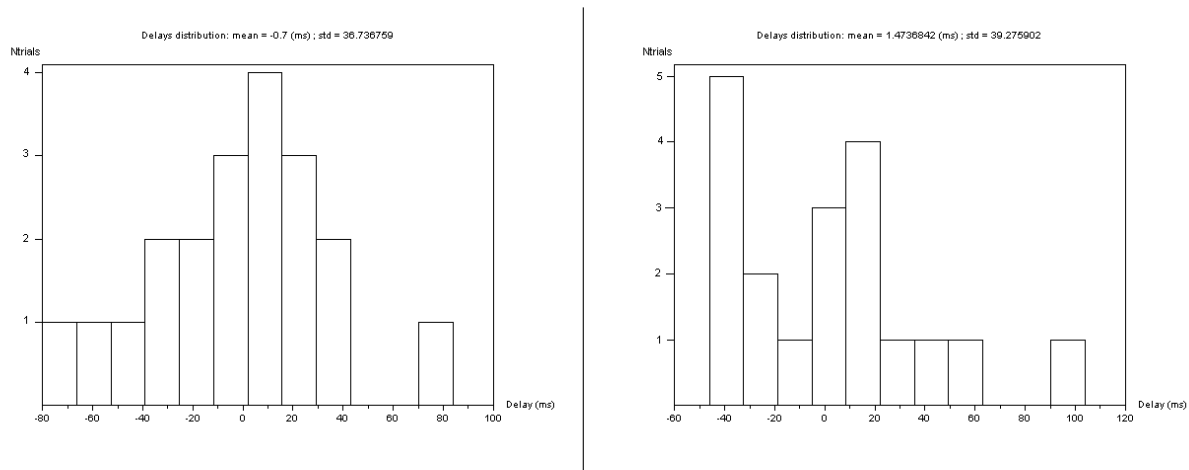


FIG. 4.12 – Distribution des erreurs temporelles de détection pour les deux algorithmes. Gauche : corrélation. Droite : changements abrupts

En plus de déclencher le mouvement sur les jambes une fois l'intention de lever de chaise reconnue, il est envisageable de préparer le mouvement des jambes avant la reconnaissance du mouvement du tronc. Il s'agirait là de restaurer la présence d'Ajustements Posturaux Anticipés sur les jambes, destinés à préparer le mouvement futur. Nous avons vu au travers de la figure 4.6 que le muscle jambier antérieur est activé bien avant que les jambes se mettent réellement à bouger ; cette contraction anticipée du muscle peut être rétablie, par exemple dès la détection du mouvement du tronc (mais avant sa reconnaissance). La figure 4.13 récapitule l'organisation temporelle des mouvements des différentes parties du corps (tronc et jambes) impliquées dans le mouvement, ainsi que de l'activation du muscle jambier antérieur. Le délai L reporté sur cette figure rappelle que la détection du mouvement doit se faire avant l'action des jambes, L devant être supérieur ou égal aux temps de réponse des muscles sous stimulation électrique. En pratique, $L = 100$ ms, et le temps de réponse des muscles est de l'ordre de la dizaine de ms (voir (Bouisset et Maton, 1994), page 70).

4.3 Transition d'une action à une autre

Dans cette section, nous allons nous donner un exemple de transition permettant de passer d'un mode d'activité à un autre. Plus précisément, nous allons considérer le cas où une personne en train de marcher d'une certaine manière (disons, sur sol plat, pour fixer les idées) se met subitement à marcher différemment (dans des escaliers, sur un terrain en pente, accélère significativement le rythme ...). Pour réutiliser le

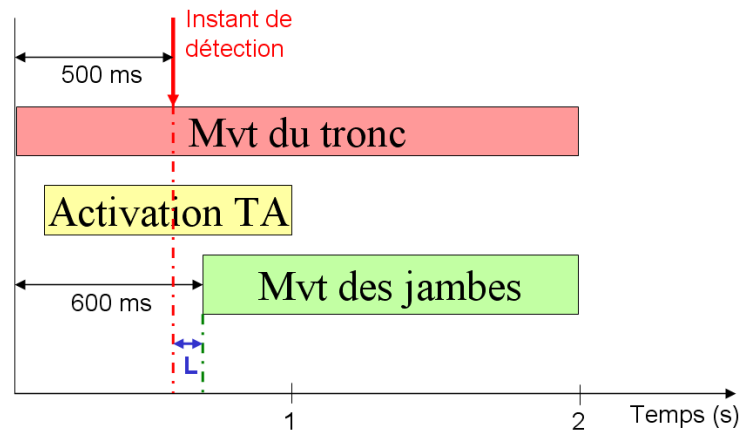


FIG. 4.13 – Chronogramme du mouvement de lever de chaise. La détection du mouvement sur le tronc doit se faire avant le début de l'action des jambes (délai L).

cadre de travail mis en place au chapitre 3, on propose l'architecture suivante : un banc d'observateurs, chacun adapté à un mode d'activité différent. Le fonctionnement est alors le suivant : lorsque, dans une tâche donnée, l'erreur entre la mesure et sa prédiction par son modèle (son observateur) devient trop grande, une transition est effectuée vers la tâche dont l'observateur associé est le plus pertinent par rapport à la mesure en cours. Cela implique de connaître, pour chaque tâche en cours, l'ensemble des tâches qui peuvent potentiellement lui succéder. Cette information peut facilement être inférée à partir d'un graphe d'états représentant l'ensemble de l'espace tâche-transitions. Cela implique également que chaque observateur soit en mesure d'estimer son erreur de prédiction par rapport à la mesure. C'est ce dernier point sur lequel nous allons nous pencher maintenant.

4.3.1 Calcul de l'erreur de prédiction

Les observateurs que nous avons construits au chapitre 3 (section 3.3.2) sont basés sur un oscillateur libre (non forcé), dont nous rappelons ici l'équation :

$$\ddot{x} - \mu(1 - b x - x^2)\dot{x} + \omega_0^2 x = 0 \quad (4.4)$$

avec $b > 0$.

A chaque instant d'échantillonnage k le capteur fournit une mesure x_k . Il est alors possible d'obtenir une prédiction \hat{x}_{k+n} de la mesure à l'instant $k + n$, sous l'effet de la dynamique de l'équation (4.4)². Il suffit pour cela d'effectuer une intégration

²On ne peut pas utiliser comme prédicteurs les observateurs décrits au chapitre 3 comme pré-



numérique de l'équation différentielle, en prenant x_k pour condition initiale. A l'instant $k+n$, on dispose d'une nouvelle mesure x_{k+n} . On peut alors facilement calculer l'erreur de prédiction du modèle par rapport à la mesure en cours :

$$E_{k+n} = x_{k+n} - \hat{x}_{k+n} \quad (4.5)$$

La somme des carrés des erreurs de prédiction, effectuée sur une durée correspondant à un cycle du mouvement en cours, donne une bonne indication de la pertinence du modèle actuellement utilisé. Le système peut déclencher une transition si par exemple cette erreur devient supérieure à celle donnée par un autre modèle.

4.3.2 Exemple : passage d'un type de marche à un autre

Modèle de transition

A titre d'exemple, on se place dans le cas où l'on cherche à détecter la transition d'une marche sur sol plat vers une marche dans des escaliers. A chaque instant, il s'agit donc de déterminer si le mouvement observé correspond à une marche « sol plat » ou « escaliers ». Cela peut être résumé par le graphe états-transitions suivant (figure 4.14) :

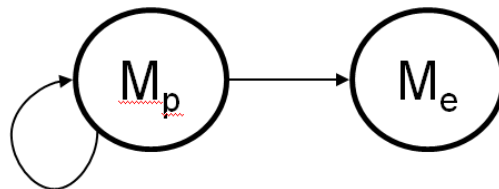


FIG. 4.14 – A chaque instant, le système peut décider soit de rester dans la tâche en cours M_p (pour marche sur sol plat), soit d'effectuer une transition vers la marche en escaliers, M_e

Lorsque la tâche de marche sur sol plat est en cours, on utilise l'observateur associé à cette tâche, ainsi que tous ceux associés aux tâches qui peuvent potentiellement la suivre. Dans notre exemple simple, seul l'observateur de la tâche « marche en escaliers » est concerné. Ces deux observateurs fonctionnent en parallèle, chacun renvoyant son erreur de prédiction. Puisqu'il s'agit de détecter un changement rapide dans les propriétés du signal observé, une idée est de réutiliser la théorie des changements abrupts introduite en section 4.2.2. Pour cela, on crée le signal composite dE suivant, intégrant la contribution des erreurs des deux observateurs :

dicteurs, puisqu'ils prennent en compte le modèle du mouvement ainsi que la mesure.



$$dE(k) = \sum_{i=1}^k [E_p^2(k) - E_e^2(k)] \quad (4.6)$$

où k est l'indice représentant l'instant courant, E_p l'erreur de prédiction de l'observateur de la marche sur sol plat, et E_e celle associée à l'observateur de marche rapide. Le signal dE , d'abord décroissant lorsque le mouvement en cours est celui d'une marche normale, devient brusquement croissant lorsque la marche change. On peut appliquer le même algorithme de détection de changement de la moyenne du signal, tel qu'introduit en 4.2.2. La fonction de décision G peut s'écrire :

$$\left\{ G(k) = dE(k) - \min_{n=1}^k dE(n) \right\} > H \quad (4.7)$$

où H est un seuil correctement choisi, par exemple en fonction de la variance du signal.

Résultats

Pour tester le schéma de transition proposé ci-dessus, nous avons utilisé un enregistrement de marche chez un sujet valide. Dans cette expérimentation, le sujet effectue quelques pas sur un sol plat, puis entame la montée de marche d'escaliers. La détection de la transition est illustrée par la figure 4.15 :

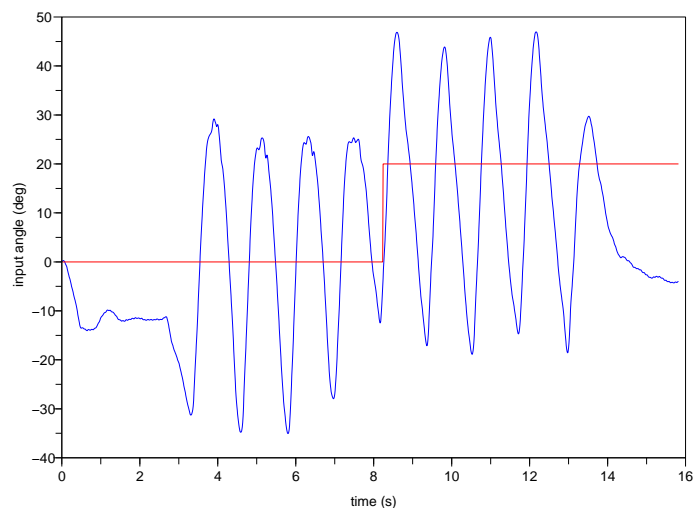


FIG. 4.15 – Détection d'un changement d'activité : passage d'une marche sur sol plat à une montée d'escaliers



La transition est détectée peu après le changement de mode de marche. Encore une fois, le retard observé est lié à la robustesse de cette détection : plus on souhaite limiter le taux de fausses alarmes, plus ce retard sera important.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la détection de transitions d'une tâche à une autre. Nous nous sommes attachés à présenter des méthodes et des traitements capables de répondre à la question de la reconnaissance *au plus tôt* du mouvement. De même qu'au chapitre précédent, plus que des méthodes *ad hoc*, ce sont des méthodologies utilisables dans d'autres situations que nous avons cherché à présenter. Ainsi, si nous nous sommes tout particulièrement penchés sur la détection de l'intention du lever de chaise, du fait de son intérêt thérapeutique, il existe d'autres transitions susceptibles d'apparaître fréquemment dans des systèmes de réhabilitation. Entre autres, la détection de l'initiation du pas et de la terminaison de la marche peuvent être d'un grand intérêt. La mise en place d'algorithmes de détection spécifiques à ces transitions pourrait suivre le même schéma que celui utilisé pour le lever de chaise : comprendre le mouvement, par la simulation (Wieber *et al.*, 2006) et l'expérimentation (Crenna *et al.*, 2001), pour mettre en évidence les stratégies sous-jacentes au mouvement, afin de choisir au mieux les signaux à observer. Par exemple, dans le cas précis de l'initiation de la marche, les centrales d'attitude que nous utilisons ne sont pas les capteurs optimaux pour réaliser la détection au plus tôt du mouvement, étant donnée la très faible amplitude des mouvements préparatoires associés. En revanche, il a été montré (Breniere et Do, 1987) que le recul du centre de pression sous les pieds avant la marche est d'autant plus important que celle-ci va être rapide ; des capteurs d'efforts placés sous les pieds seraient donc appropriés à la détection de cette initiation.

Lorsqu'on envisage le développement d'un système de réhabilitation dans son ensemble, de nombreuses transitions entre tâches sont à prévoir, et la définition d'un graphe états-transitions complet est une étape primordiale de ce développement. Il convient en effet d'imaginer toutes les transitions possibles afin de mettre au point les observateurs qui leur sont associées. Enfin, il faut être capable de gérer correctement la présence de plusieurs observateurs dans une tâche donnée, ainsi que la dualité continu - discret des traitements, certains d'entre eux destinés à opérer en temps réel dans une tâche donnée, d'autres dont le rôle est de forcer le passage d'une tâche à l'autre. Ces aspects feront l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 5

Intégration et implémentation

Le problème qui nous est posé implique une double articulation diégétique, d'une part avec des topiques coextensives aux prolégomènes hexamorphiques sous-jacents, et d'autre part avec les synchronismes diachroniques communs aux hiérarchies de l'en-soi dans sa totalité infinie.

Fluide Glacial, *Le guide du Bac*, 1999

5.1 Introduction

Les algorithmes et méthodes que nous avons présentés précédemment doivent être intégrés dans des systèmes complets, pouvant être utilisés pratiquement dans des applications de rééducation ou de suppléance fonctionnelle. Par système complet, nous entendons un système capable d'interagir en temps réel avec un patient, comportant tous les composants nécessaires, matériels comme logiciels. De plus, ce système ne doit pas être cantonné à une utilisation en laboratoire par des experts, mais doit pouvoir être utilisé par des personnes du corps médical dans un environnement non contrôlé, voire par le patient lui-même. Les applications que nous visons peuvent être considérées comme des *systèmes critiques*. En effet, les questions liées à la sûreté de fonctionnement du système sont critiques, dans le sens où une défaillance pourrait causer des blessures sérieuses au patient. A titre d'exemple, une stimulation électrique inappropriée appliquée sur les muscles des jambes d'un patient paraplégique peut conduire à la chute voire à la fracture d'un os. La conception des systèmes de réhabilitation doit donc s'assurer que de tels dysfonctionnements ne peuvent pas se produire (Roderick et Carignan, 2007). Il se trouve que l'approche que nous avons proposée lors de l'annonce de notre thèse fait intervenir deux niveaux de coordination. Un premier niveau, tactique, est chargé de suivre l'action en cours et d'élaborer une commande adéquate, et a donc un comportement **continu**. Le second niveau,



stratégique, gère les transitions d'une action vers une autre ; son comportement est dit **discret**, c'est à dire déterminé par des événements. Cette imbrication des aspects discret et continu doit être analysée avec soin, et des solutions adéquates proposées pour assurer un fonctionnement sûr du système. Il faut donc mettre en place une architecture de commande hybride, hiérarchique, comme évoqué en section 1.4.2.

5.2 Intégration des aspects discret et continu

5.2.1 Systèmes hybrides

Un système complet doit englober les deux aspects discret et continu, et va donc appartenir à la classe des *systèmes hybrides*, systèmes ne pouvant pas se modéliser simplement à l'aide d'une dynamique continue et différentiable, mais qui nécessitent l'interaction d'évènements discrets et d'une dynamique continue.

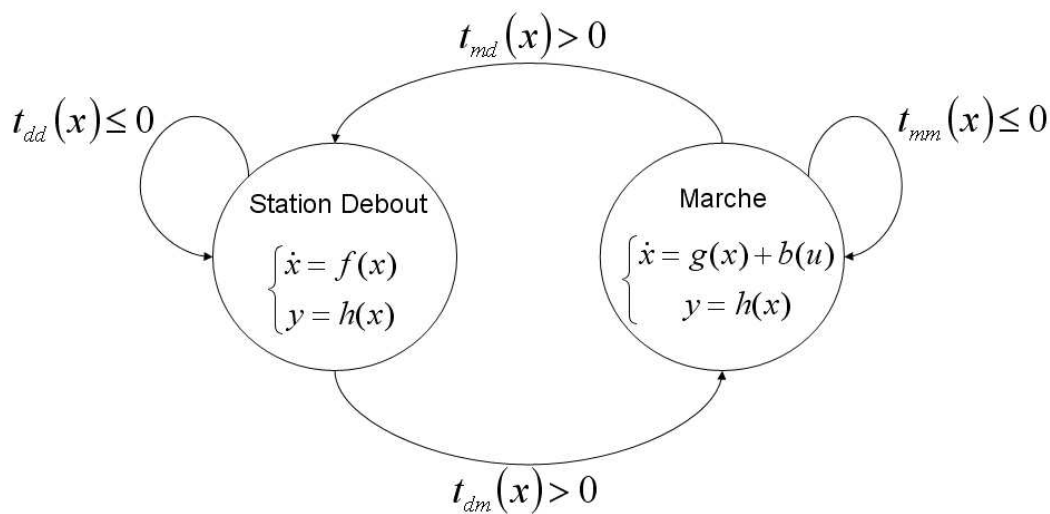


FIG. 5.1 – Exemple de système hybride. Deux états discrets sont représentés, ainsi que les transitions qui leur sont associées. Les dynamiques continues sont différentes d'un état à l'autre ; l'étude d'un tel système requiert donc une formulation hybride.

On distingue traditionnellement deux grandes approches des systèmes hybrides. L'une venant de l'informatique, où les graphes d'états discrets sont très grands, et où les dynamiques continues impliquées restent simples. L'autre, venant de l'automatique, où l'on trouve peu d'états et de transitions, mais une forte complexité de chaque dynamique continue. C'est sur cette dernière approche que nous allons nous pencher. Les outils classiques de l'automatique, développés soit pour l'étude



des systèmes dynamiques continus, soit pour l'étude des systèmes discrets, ne sont pas directement applicables à l'étude des systèmes hybrides. En conséquence, de nombreux travaux récents se sont intéressés au développement d'outils spécifiques à l'analyse des systèmes hybrides (Brogliato et Heemels, 2003 ; DeCarlo *et al.*, 2000 ; Lygeros *et al.*, 2003 ; Morari *et al.*, 2003 ; Zaytoon, 2001). D'autres travaux proposent une formulation générale permettant de décrire dans un même cadre de travail tous les systèmes exprimant une dynamique continue associée à des événements discrets (Johansson *et al.*, 1999). Ce type de formulation permet de modéliser de nombreuses applications issues de domaines différents, de l'électronique (Brogliato et Heemels, 2003) à la biologie (de Jong *et al.*, 2004)... Toutefois, la complexité de telles applications empêche bien souvent de mener des analyses formelles capables de produire de la connaissance sur le comportement du système, afin d'anticiper ses propriétés. Dans la grande majorité des cas, les résultats les plus utiles viennent de la simulation.

5.2.2 Définition des besoins

En conséquence des aspects évoqués ci-dessus, on comprend la nécessité d'une approche de développement qui puisse traiter à la fois les aspects d'hybridation et de sûreté. Il faut souligner que la sûreté du système met en jeu de nombreux composants : matériel (capteurs, stimulateur, calculateur, câblage), logiciel (algorithmes, programmation, implémentation temps-réel), et interface homme-machine (pour prévenir une mauvaise utilisation). Tout ceci nécessite d'apporter un soin particulier à la surveillance d'éventuels dysfonctionnements, dans le but d'anticiper les réactions à adopter en cas de tel ou tel problème. Dans le domaine de la robotique, cette question a déjà été fortement étudiée principalement pour les robots autonomes (Borelly *et al.*, 1998 ; Ingrand *et al.*, 2001). Parmi les approches qui ont pu être proposées, l'environnement ORCCAD (Open Robot Controller Computer Assisted Design) (Borelly *et al.*, 1998) présente des aspects intéressants sur la question de la sûreté. Bien qu'il ait initialement été conçu pour des applications classiques de robotique, il peut tout à fait s'utiliser dans d'autres domaines. A titre d'exemple, des applications spatiales utilisent notamment cet environnement (Kapellos *et al.*, 2006). Nous allons montrer par la suite qu'il est également approprié à des applications de rééducation ou de suppléance fonctionnelle.



5.3 Une approche de spécification basée sur l'environnement ORCCAD

ORCCAD est un environnement de programmation conçu pour le développement d'applications robotiques complexes, qui sont caractérisées par des contraintes temps réel importantes, ainsi que de grands besoins en sûreté. ORCCAD est organisé autour de deux entités clés : une tâche de base, appelée TACHE-ROBOT qui regroupe des composants élémentaires appelés MODULES, et la PROCEDURE-ROBOT, qui permet un assemblage modulaire des tâches en vue de créer des applications complexes. Grâce à l'utilisation de langage synchrone ESTEREL, ORCCAD propose des outils de vérification formelle, de simulation, et de visualisation. ORCCAD offre aussi des solutions pratiques pour l'implémentation, avec la génération automatique de code temps-réel prêt à télécharger. En se basant sur les concepts d'ORCCAD, nous proposons les principes de spécification suivants, qui possèdent deux niveaux hiérarchiques principaux, du bas niveau vers le haut-niveau. Ce concept présente une grande généralité pour nos classes d'applications.

Une ACTION, qui joue en quelque sorte le rôle de tâche élémentaire, est définie par la spécification de :

- une loi de commande en temps continu, généralement basée sur des capteurs, et possédant une structure invariante pendant toute la durée de l'ACTION.
- un ensemble d'événements à recevoir et à émettre au début de l'ACTION, pendant son exécution, puis à sa terminaison, ainsi que l'ensemble des traitements associés à ces événements.

L'action est constituée de COMPOSANTS qui communiquent entre eux, et qui peuvent comporter un certain degré de généralité, afin de pouvoir être réutilisés dans d'autres ACTIONS. Ces COMPOSANTS peuvent être par exemple des contrôleurs, des observateurs, des générateurs de trajectoire. . .

Une ACTIVITÉ a pour but de composer logiquement et hiérarchiquement plusieurs ACTIONS pour former des structures de complexité croissante. Elle est définie par :

- un programme principal, décrivant l'agencement logique et temporel des ACTIONS et d'autres ACTIVITÉS.
- un ensemble de triplets (événement, traitement, assertion) qui spécifie les traitements à effectuer pour gérer chaque événement, ainsi que les informations associées à transmettre au niveau APPLICATION.

Pour assurer la sûreté de l'application, plusieurs types d'événements ont été prévus,



qui permettent au programme de gérer les comportements logiques, et d'assurer un traitement adéquat des exceptions :

- des préconditions : ces conditions sont vérifiées lors du démarrage d'une ACTION, et peuvent être associées à des mesures ou des chiens de garde.
- des exceptions, de trois types :
 - Type 1 : ces exceptions peuvent être traitées localement dans l'ACTION en cours, par exemple en ajustant le paramètre d'une loi de commande (exemple : modification du paramètre ω_0)
 - Type 2 : ces exceptions signifient que l'ACTION en cours ne pourra pas se terminer correctement, et que l'on doit basculer vers une nouvelle ACTION déterminée par le contrôleur (exemple : transition d'une marche lente vers une marche rapide)
 - Type 3 : ces exceptions sont fatales pour l'application et doivent, autant que possible, mener à un mode « sans échec » sûr du système (exemple : panne du stimulateur)
- des postconditions qui sont émises lorsque l'ACTION se termine normalement.

5.4 Un exemple

Par conséquent, la spécification complète d'une application nécessite la description des aspects discret et continu, ainsi que de leurs caractéristiques temps-réel. La spécification détaillée d'une application dépasse le cadre de ce chapitre. Toutefois, pour illustrer brièvement la mise en place d'une telle architecture dans le cas du lever de chaise chez le patient paraplégique (voir Chapitre 4), voici une correspondance entre les entités génériques définies plus haut et leur signification pratique. L'APPLICATION est par exemple la fonction assistée par électro-stimulation : « Aller d'une chaise à une autre ». Cela implique trois ACTIVITÉS : LEVER, MARCHER, S'ASSOIR. L'ACTIVITÉ « LEVER » est elle même composée de trois ACTIONs séquentielles (voir figure 5.2). Tous les détails (composants utilisés, évènements, ...) de cette spécification sont présentés en annexe B.



FIG. 5.2 – Une ACTIVITÉ composée de trois ACTIONs séquentielles peut modéliser le mouvement de lever de chaise chez le patient paraplégique sous électro-stimulation fonctionnelle



5.5 Vérification

Une fois l'application spécifiée, il est ensuite possible dans l'environnement ORCCAD de procéder à la vérification formelle de certaines de ses propriétés :

- sûreté : toute exception fatale (type 3) doit toujours être correctement traitée.
- vivacité : l'ACTION doit toujours pouvoir atteindre une bonne terminaison lors d'un fonctionnement nominal.
- absence de conflits : il s'agit de vérifier qu'au cours de l'exécution d'une ACTIVITÉ, il n'y a pas d'instant où deux ACTIONs différentes utilisent la même ressource physique. Ceci peut arriver lors d'exécutions en parallèle de différentes ACTIONs.
- conformité du comportement de l'ACTION vis à vis de ses spécifications : vérifier que le comportement logique simulé est bien celui attendu.

Les automates représentant ces systèmes hybrides deviennent rapidement très complexes. Ces étapes de vérification, en se focalisant sur l'une ou l'autre des propriétés que l'on cherche à vérifier, permettent de réduire l'espace d'analyse. L'idée est de projeter cet automate dans l'espace lié à la propriété que l'on veut vérifier, tout en s'assurant que la projection est équivalente à l'automate initial dans cet espace. On obtient alors un automate simplifié, sur lequel on peut vérifier visuellement les propriétés désirées. La figure 5.3 illustre cette étape de vérification dans l'environnement ORCCAD.

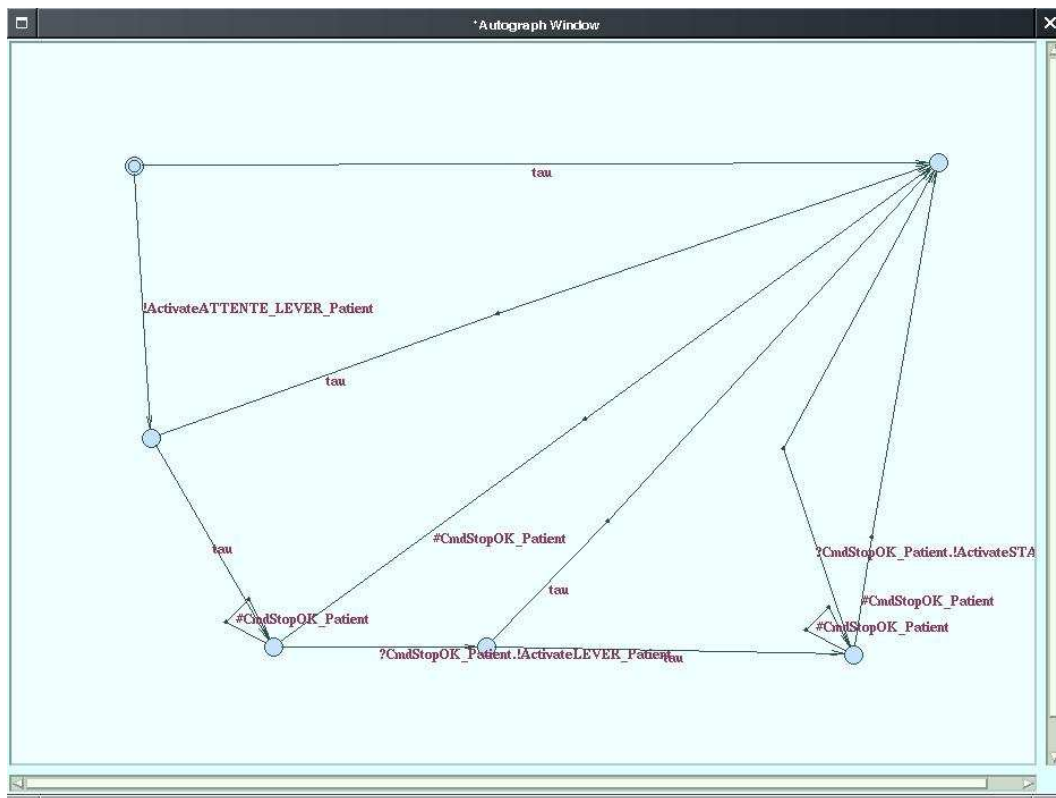


FIG. 5.3 – Capture d'écran de l'environnement de développement ORCCAD lors de l'étape de vérification formelle. Ici, c'est l'absence de conflits qui est vérifiée.

Troisième partie

Applications et discussion

Chapitre 6

Applications

Is this the real life ?
Is this just fantasy ?

Queen, *Bohemian Rhapsody*, 1975

6.1 Introduction

La deuxième partie de ce manuscrit s'est attachée à proposer des méthodes et des outils de synthèse qui permettent de répondre à la problématique posée initialement, à savoir la coordination entre les membres valides et déficients dans un contexte de restauration fonctionnelle du mouvement. Dans ce chapitre, il s'agit de déterminer des modes d'utilisation pratique de ces développements. Aussi souvent que possible, on essaiera de tester les algorithmes avec des dispositifs fonctionnant en temps réel, ces dispositifs pouvant être vus comme des prototypes prêts à être utilisés dans un contexte clinique.

6.2 Lever de chaise chez le patient paraplégique

Les méthodes de détection de l'initiation du lever de chaise développées au chapitre 4 ont été portées sur un dispositif temps réel, formé par une centrale d'attitude placée sur le tronc de la personne, un système Trident pour l'acquisition, relié par port série à un PC sur lequel est exécuté l'algorithme de détection. Puisque nous n'avons besoin que d'une seule voie pour cette application, le système Trident a été modifié de manière à effectuer l'acquisition de cette voie seulement, mais à une cadence de 600 Hz. Ce pas de temps très fin permet de réduire le plus possible le délai de détection du mouvement. Nous avons précédemment retenu l'algorithme



de détection par corrélation, qui présentait une meilleure répartition des erreurs temporelles (voir section 4.2.3). Une interface utilisateur intuitive a été développée (voir figure 6.1), de manière à rendre le système utilisable par un non-expert. Le logiciel renvoie un évènement, lorsqu'un début de mouvement de lever de chaise est détecté. On dispose donc d'un système de synchronisation entre le tronc et les jambes prêt à être testé en centre clinique avec des patients paraplégiques.

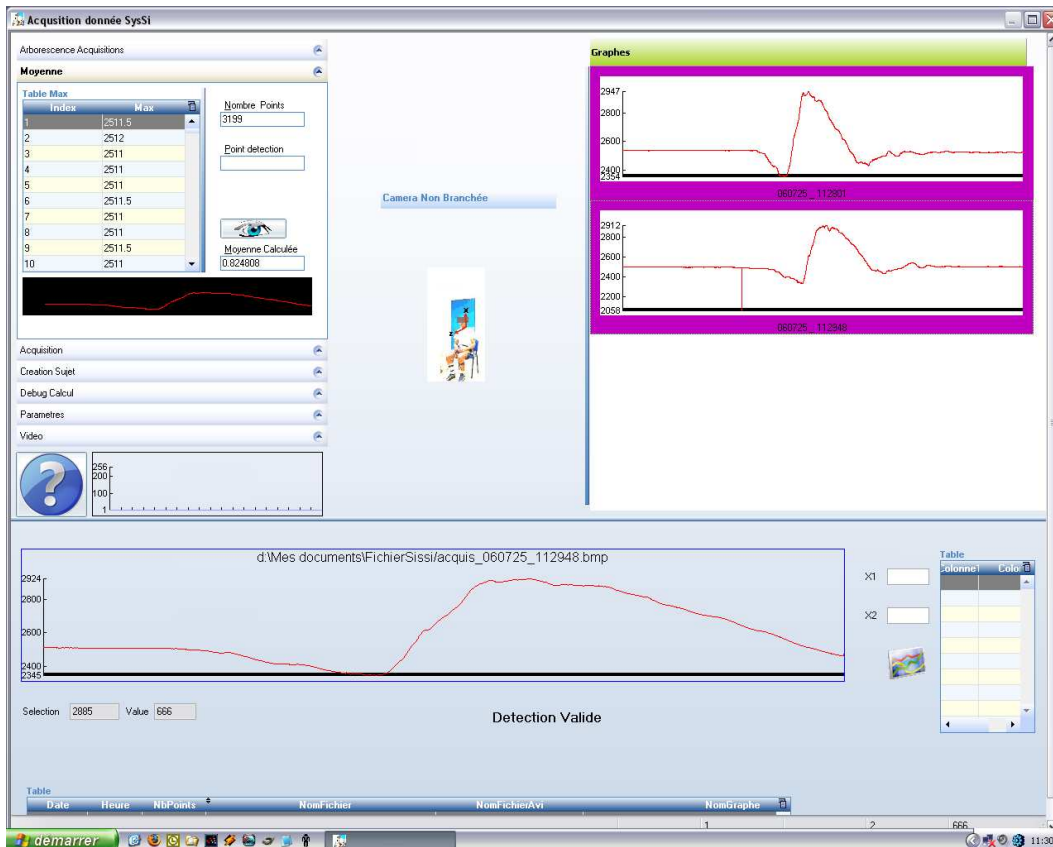


FIG. 6.1 – Capture d'écran du logiciel SysSi assistant à la synchronisation des stimulations appliquées sur les jambes avec le mouvement du tronc lors du lever de chaise chez le patient paraplégique.

En parallèle, l'équipe DEMAR de Montpellier a commencé à travailler sur la verticalisation des patients paraplégiques, menant plusieurs campagnes d'expérimentations. Il s'agissait d'une part de mesurer les efforts appliqués par les mains du patient sur le support dont il s'aide pour se lever (déambulateur, barres parallèles) (Azevedo *et al.*, 2007b). D'autre part, des observations du mouvement du tronc ont été effectuées, afin de mettre en évidence et de comprendre les différences par rapport à un sujet valide. Ces expérimentations sont un préalable indispensable à une utilisation de notre système de synchronisation entre le tronc et les jambes, et seront bientôt



suivies des premiers tests de ce système.

6.3 Téléopération d'un robot bipède

Nous avons mis au point au chapitre 3 (section 3.3.3) une méthode de génération en ligne d'une commande synchronisée à un signal capteur. Un point important est donc de valider la capacité des algorithmes développés à être exécutés en temps réel, à des fréquences d'échantillonnage compatibles avec des applications de contrôle du mouvement. Pour cela, on a mis en place une expérimentation de « téléopération » d'un robot bipède. Le mode opératoire est le suivant : on place une centrale d'attitude sur la cuisse d'une personne, et l'on calcule une commande pour le robot bipède de manière à ce que la marche de ce dernier vienne se synchroniser sur la marche du sujet (voir figure 6.2). Pour cela, on va générer une trajectoire désirée pour le robot en termes de coordonnées articulaires pour chaque degré de liberté actif du robot ; dans notre cas, il s'agissait des articulations des deux chevilles, genoux, et hanches dans le plan sagittal. Les modèles de trajectoires articulaires sont construits à partir des trajectoires de marche de référence observées par (Winter, 1987). L'exécution de ces trajectoires sur le robot est ensuite assurée par un contrôleur PID. Ces expérimentations ont été menées sur le robot BIP de l'INRIA Rhône Alpes (Azevedo et the Bip team, 2000). Ce robot possède 15 degrés de liberté, répartis sur 2 jambes et un tronc, et est anthropomorphe : la dimension des jambes ainsi que la répartition de leur masses correspond à celles d'un homme adulte.

Afin de s'affranchir de la question de la stabilité, que nous avons volontairement choisi de ne pas traiter (voir section 3.2.4), le robot était suspendu. Bien que l'algorithme de génération de trajectoire puisse s'adapter à une large gamme de fréquences d'entrée (voir précédemment la section 3.4.5), le robot lui-même ne peut suivre qu'une plage limitée de vitesses (les vitesses maximales des articulations, ainsi que leurs accélérations, ne lui permettent pas d'effectuer des marches rapides). Pour cette raison, lors des expérimentations de téléopération temps-réel du robot BIP, la vitesse de marche du sujet portant le capteur sur sa cuisse était relativement faible, de l'ordre de 0.9 m/s. La fréquence d'échantillonnage utilisée lors de cette téléopération était de 100 Hz, et l'on a pu vérifier que le calcul de la position désirée du robot à chaque pas de temps s'effectuait en moins de 1 ms. Une fréquence de 100 Hz est largement suffisante pour des applications de restauration du mouvement : les algorithmes développés sont donc parfaitement compatibles avec un fonctionnement en temps réel. La figure 6.3 présente le tracé d'un angle du genou effectué par le

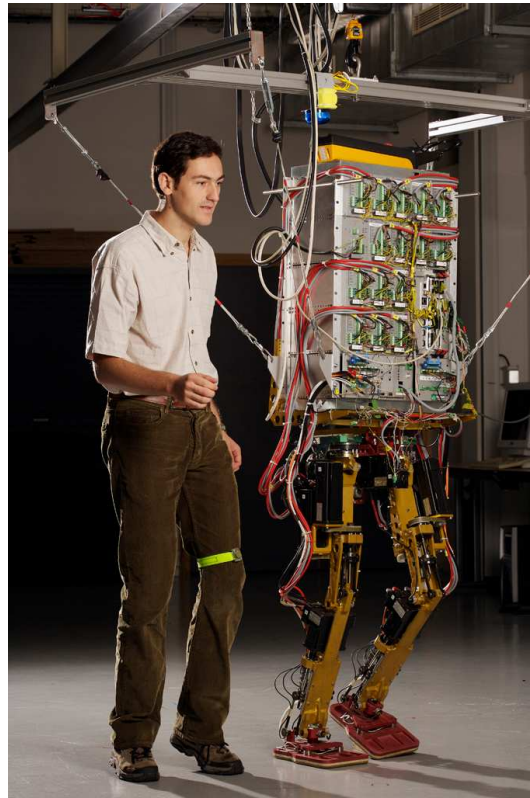


FIG. 6.2 – Expérimentation de téléopération de la marche sur le robot bipède BIP

robot BIP lors de cette expérimentation.

6.4 Rééducation de la marche chez le patient hémiparétique

6.4.1 Premiers pas

Une fois notre méthode de génération de commande en ligne validée (voir paragraphe ci-dessus), il faut maintenant voir comment elle peut être utilisée pour la génération de commandes d'électro-stimulation fonctionnelle. En pratique, il s'agit de savoir comment déterminer des patrons d'activations musculaires décrits par leur phase le long du cycle de marche. Une solution consisterait à enregistrer chez un sujet valide les signaux EMG des muscles que l'on cherche à stimuler, afin d'avoir une image de l'activité musculaire souhaitée. Cette méthode possède toutefois des inconvénients majeurs : outre les difficultés expérimentales, rien ne dit que les activations musculaires à appliquer sur les patients doivent être les mêmes que celles d'un sujet valide. Au contraire, nous savons que leur marche est différente, que leur muscles peuvent

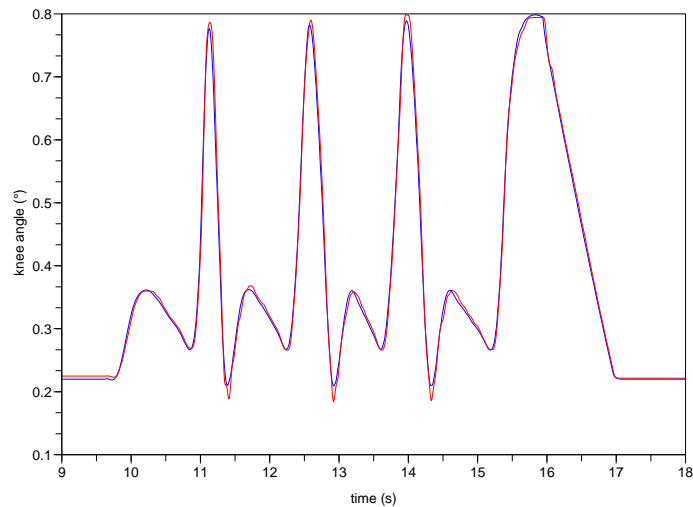


FIG. 6.3 – Résultat de l’expérimentation de téléopération de la marche sur le robot bipède BIP. En bleu, la trajectoire du genou désirée, issue de notre algorithme de génération de trajectoire en temps réel ; en rouge, la trajectoire effectivement suivie par l’articulation du robot (contrôlée par le PID).

présenter de la spasticité. Une autre solution est possible, basée sur la simulation, que nous allons présenter maintenant.

Détermination des modèles d’activations musculaires

Une approche développée par (Popovic *et al.*, 1999) consiste à déterminer par optimisation les amplitudes d’activation musculaire qui permettront de faire suivre aux membres sous électro-stimulation fonctionnelle une trajectoire désirée. Pour cela, les auteurs ont développé un modèle biomécanique de jambe, comprenant des groupes musculaires liés aux articulations. Des paramètres de ce modèle correspondant au patient sont nécessaires, pour prendre en compte la force maximale qu’un muscle est capable de générer, par exemple. La routine d’optimisation nécessite également en entrée la cinématique de la trajectoire que l’on cherche à suivre, mais également sa dynamique. Pour connaître ces variables, des enregistrements de mouvements de marche chez le sujet sain sont classiquement utilisés. Cette procédure d’optimisation est assez lente, et se fait hors ligne. Nous avons utilisé le logiciel Optiwalk (Dosen et Popovic, 2006) pour générer un patron d’activation musculaire pour les muscles flexeur et extenseur de la cheville, couvrant l’intégralité d’un cycle de marche. Les résultats de cette optimisation sont donnés en figure 6.4.

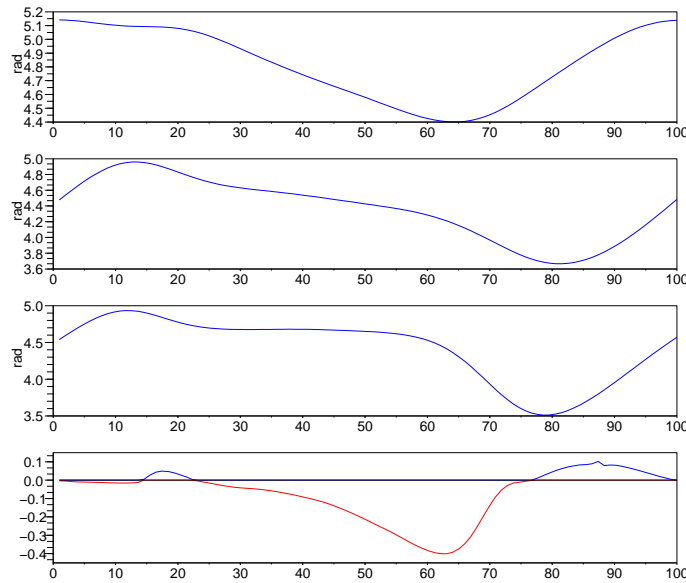


FIG. 6.4 – Résultat de l’optimisation des amplitudes des activations musculaires sur un cycle de marche complet. Du haut en bas : inclinaisons par rapport à la verticale désirées de la cuisse, du tibia, et du pied, puis amplitudes optimisées du couple flexeur-extenseur des muscles actionnant la cheville. Les valeurs positives (bleu) correspondent au flexeur, les valeurs négatives (rouge) à l’extenseur (0 : le muscle est relâché ; 1 : le muscle est complètement activé).

En pratique

Le lien entre la détermination hors ligne des modèles d’activations musculaires et notre méthode de génération de commande en ligne peut être schématisé par la figure suivante (6.5) :

Là où les patrons d’activations sont classiquement déclenchés une fois pour toute au début du cycle de marche, notre méthode permet l’adaptation temporelle de stimulation aux mouvements en cours sur la jambe valide, ce qui garantit la coordination des membres valides et déficients. La figure 6.6 illustre cette adaptation aux changements de rythme. Un grand avantage de notre méthode, comparé aux méthodes apprentissage ou des machines à états, est qu’elle ne requiert qu’un seul capteur. Ce gain est très important du point de vue du patient, puisqu’il signifie facilité et rapidité d’installation du système. Ceci est rendu possible grâce à l’utilisation d’un modèle dynamique du mouvement, qui contient beaucoup d’information *a priori* sur le signal.

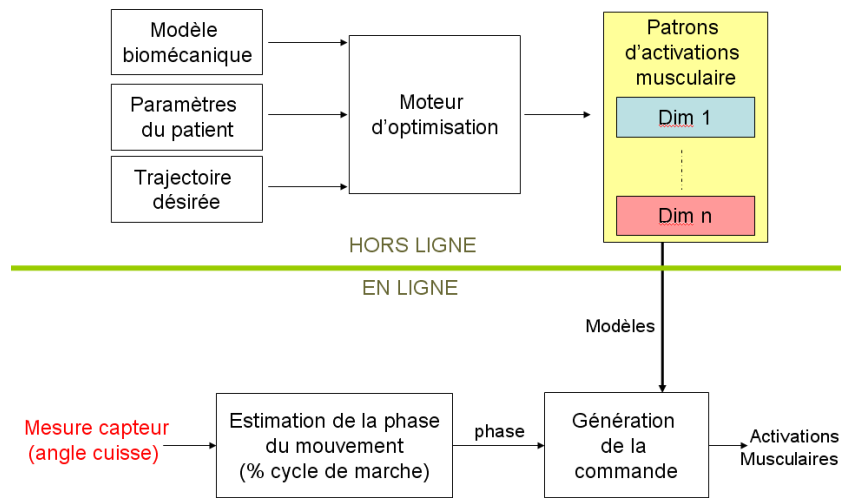


FIG. 6.5 – En pratique, la détermination des modèles d’activations musculaire se fait hors ligne. On vient ensuite en ligne synchroniser l’application de ces stimulations avec le signal capteur placé sur la jambe valide.

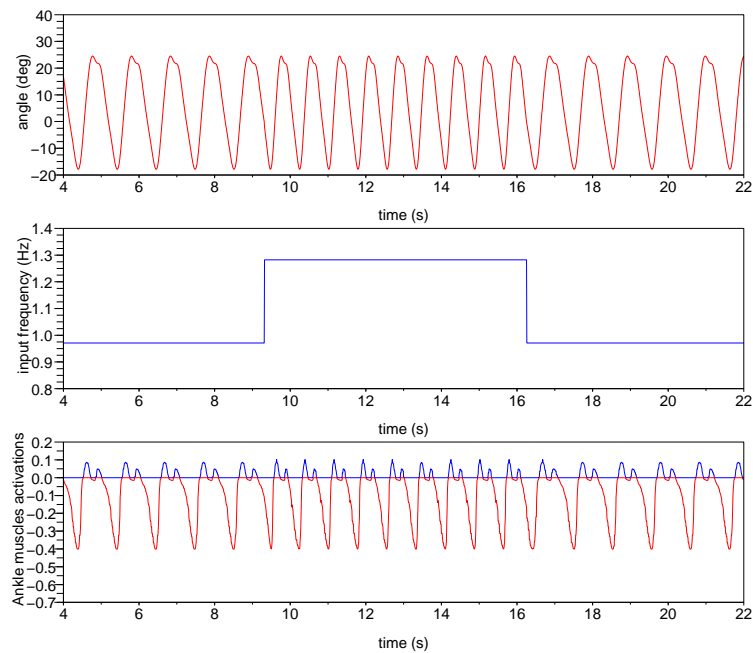


FIG. 6.6 – On change brutalement la fréquence du signal capteur d’entrée, pour simuler un changement de rythme de la marche. La stimulation produite s’adapte parfaitement à ce changement. En haut : signal d’entrée ; au milieu : fréquence du signal d’entrée. En bas : activations musculaires générées. Les valeurs positives (bleu) correspondent au flexeur de la cheville, les valeurs négatives (rouge) à l’extenseur (0 : le muscle est relâché ; 1 : le muscle est complètement activé).



6.4.2 Pour aller plus loin

Adaptation des amplitudes

Jusqu'ici, on s'est intéressé à l'adaptation du rythme des stimulations ; en utilisant le même cadre de travail, il est complètement envisageable d'adapter également les amplitudes de ces stimulations aux mouvements en cours sur la jambe valide. On peut par exemple adapter les activations musculaires en fonction de la vitesse du mouvement, ou de son amplitude. Imaginons que nous cherchions à moduler les amplitudes en fonction de la cadence de marche, idée toute naturelle. Une solution simple consiste à préparer plusieurs jeux de patrons, chacun correspondant à une cadence différente.

$$T_v(\varphi), v \in [1 \dots n] \quad (6.1)$$

où v est l'ensemble des cadences pour lesquelles on a préparé un patron T_v . Alors, en plus de la phase φ , on vient estimer en ligne la cadence c instantanée de marche, perçue comme la dérivée de la phase. Pour calculer la commande à la cadence estimée, on vient interpoler entre les deux patrons correspondants aux cadences juste inférieure (v_{inf}) et juste supérieure (v_{sup}) :

$$\begin{cases} \alpha = \frac{c - v_{inf}}{v_{sup} - v_{inf}} \\ C = (1 - \alpha)T_{v_{inf}}(\varphi) + \alpha T_{v_{sup}}(\varphi) \end{cases} \quad (6.2)$$

avec $v_{inf} < c < v_{sup}$.

La figure 6.7 présente un résultat de cette adaptation d'amplitudes dans laquelle quatre patrons d'activations musculaires différents sont utilisés. Ils ont été déterminées par optimisation, en utilisant en entrée quatre trajectoires désirées différentes, correspondant à quatre cadences différentes. On remarque que plus la cadence du mouvement est faible, plus l'amplitude des stimulations nécessaires est faible, ce qui est assez intuitif.

Contrôle en position

Le schéma de contrôle que nous avons mis en place génère des stimulations adaptées au mouvement, mais n'assure en aucun cas que la trajectoire suivie par la jambe déficiente sera effectivement celle attendue. Du point de vue des positions articulaires de la jambe contrôlée, le contrôle que nous réalisons est un contrôle en boucle ouverte (voir section 1.4.2). Il est possible d'envisager une commande en position : en équipant aussi la jambe contrôlée de capteurs de mouvement, on peut mettre en

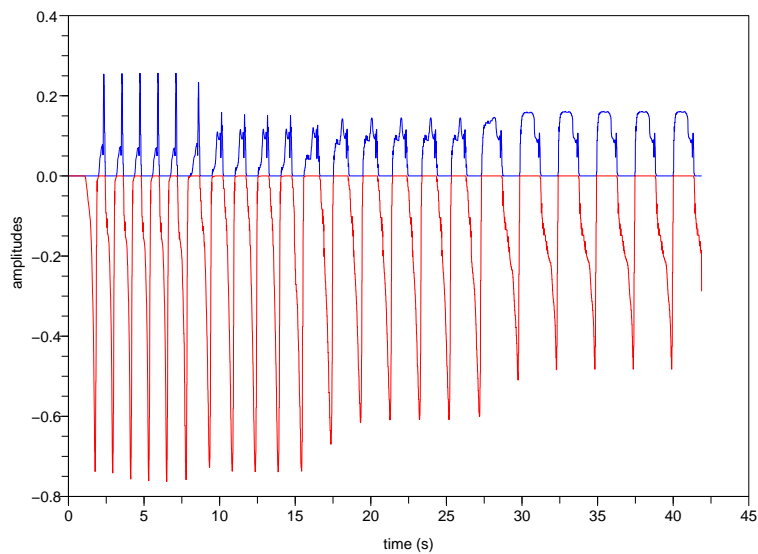


FIG. 6.7 – Résultat de l’adaptation des amplitudes de stimulation en fonction de la cadence du mouvement. Les valeurs positives (bleu) correspondent au flexeur de la cheville, les valeurs négatives (rouge) à l’extenseur (0 : le muscle est relâché ; 1 : le muscle est complètement activé).

place un bouclage local permettant d’assurer le suivi de la trajectoire désirée (figure 6.8). On viendrait dans un premier temps générer des trajectoires désirées en termes de coordonnées articulaires, comme dans l’expérience de téléopération du robot (voir plus haut, section 6.3). Puis un contrôleur assurerait le suivi de cette trajectoire, à la manière du PID pour le robot (voir figure 6.8).

Cela implique soit de disposer d’un modèle inverse du système musculo-squelettique. En pratique, cela revient à inverser un modèle direct par optimisation, à la manière de ce qui est fait *hors ligne* en section 6.4.1. Nous y avons signalé que cette optimisation se faisait *hors ligne* ; en effet, c’est une procédure aujourd’hui beaucoup trop longue pour être effectuée en temps réel, ce qui rend cette architecture de contrôle en position inexploitable pour le moment.

6.5 Évaluation de la performance de marche

Lorsqu’on se place dans un contexte de rééducation, de thérapie, notamment chez le patient hémiplegique, une composante importante est l’évaluation de la performance de la personne dans la tâche qu’on cherche à réduquer. En effet, on peut être amené à

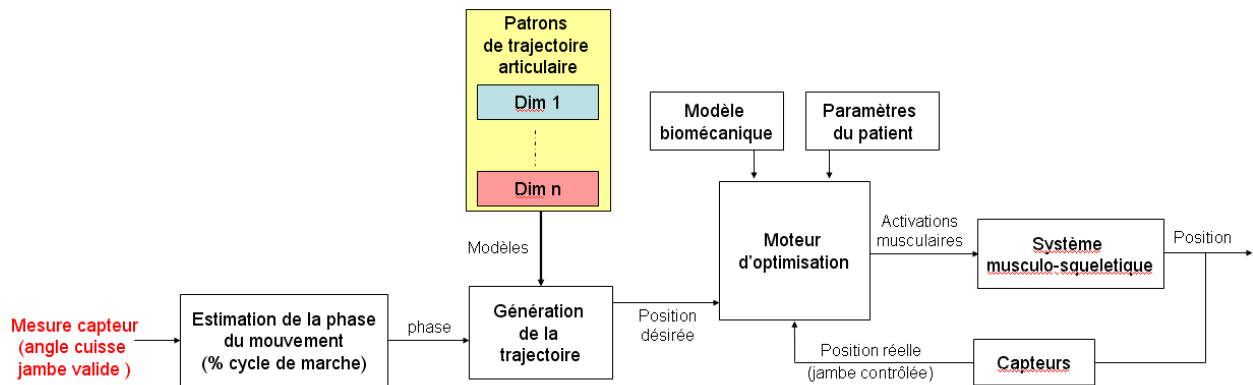


FIG. 6.8 – Proposition d’architecture de contrôle permettant d’assurer un suivi en position des membres déficients, position elle même coordonnée avec les mouvements des membres valides.

orienter le patient vers une thérapie adaptée à ses aptitudes. Pour les mêmes raisons, il est souhaitable de pouvoir suivre les progrès d’une personne au fil du processus de rééducation, ce qui peut devenir source de motivation pour la patient. Nous avons évoqué (section 1.3) le fait que les méthodes d’évaluation actuelles requièrent de longs et fastidieux examens cliniques, tout en étant peu fiables, car subjectives. Pour ces raisons, on aimerait disposer d’un outil d’évaluation de la qualité de la marche, que l’on souhaiterait le moins contraignant possible (peu invasif, facile et rapide à mettre en place), et donnant un résultat objectif, quantitatif. Les centrales d’attitude répondent bien à ces besoins ; nous allons présenter par la suite une nouvelle méthode d’évaluation de la performance de la marche utilisant un capteur placé sur le tibia de la personne.

6.5.1 Constat

Les mouvements de marche des patients hémiplegiques présentent de nombreuses différences comparés à ceux des sujets valides, différences qui sont bien entendu visibles sur les signaux accélérométriques. Lorsqu’on trace une représentation fréquentielle du signal d’un accéléromètre placé dans l’axe du tibia (de la jambe valide chez les patients), on peut faire deux remarques. D’une part, les spectres obtenus sont extrêmement reproductibles chez un même sujet. D’autre part, on observe des différences notables entre les spectres des sujets valides et ceux des patients hémiplegiques. Entre autres, on note que l’amplitude de la deuxième harmonique est plus grande que celle de la fondamentale chez les sujets sains, et que ce rapport est inversé chez les patients (voir figure 6.9).

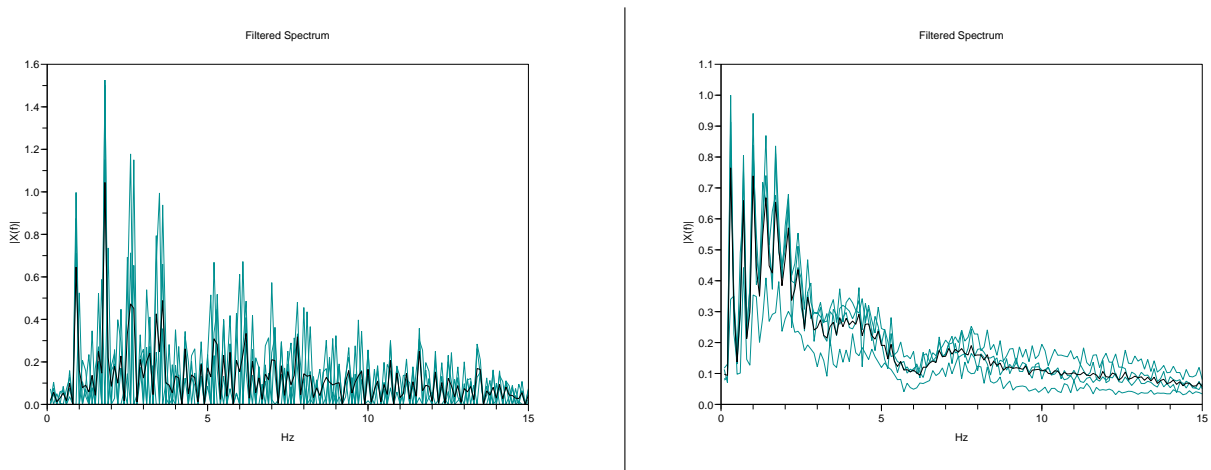


FIG. 6.9 – Exemples de spectres fréquentiels pour un sujet valide (gauche) et hémiparalysé (droite).

Ce constat nous a mené à proposer un indice mettant en avant cette inversion :

$$I = \frac{\text{Amplitude } 2^{\text{ème}} \text{ harmonique}}{\text{Amplitude fondamentale}} \quad (6.3)$$

Ce ratio devrait normalement être supérieur à 1 pour les sujets valides, et inférieur à 1 pour les patients hémiparalysés. Au delà de cette simple distinction, nous faisons l'hypothèse que la valeur de l'indice reflétera la qualité de la marche chez les patients. L'explication de cette observation n'est pas évidente. Toutefois, on peut proposer le point de vue suivant : la fondamentale représente la base du mouvement cyclique, tandis que les harmoniques représentent sa « richesse ». Le mouvement de marche des patients hémiparalysés est moins complexe, l'impact du pied touchant le sol, responsable des hautes fréquences du spectre, est moins violent ; le tout engendre une diminution de l'amplitude de cette 2^{ème} harmonique par rapport à sa fondamentale. Une justification de l'utilisation des spectres fréquentiels pour caractériser la marche est apportée par (Guillemin, 2007). Dans cette étude, nous cherchions à déterminer la meilleure méthode permettant de reconnaître une personne parmi une base de sujets, à partir de signaux d'un accéléromètre placé au dessus de la cheville. Dans cette application de biométrie, les meilleurs résultats de classification sont obtenus à l'aide d'une représentation fréquentielle obtenue par FFT (transformée rapide de Fourier). D'autres méthodes d'estimations des spectres, plus sophistiquées, estimant la densité spectrale de puissance conduisent à une reproductibilité encore plus importante des spectres chez un sujet donné. En revanche, l'utilisation des spectres ainsi obtenus pour la classification donne des résultats moins bons. Ceci est dû au fait que les spectres sont « lissés » par ces procédures d'estimation, et les différences d'un sujet à l'autre tendent donc à s'estomper. Pour cette raison, nous utilisons une FFT dans



le calcul de notre indice.

6.5.2 Résultats

Pour valider notre hypothèse, nous avons effectué des campagnes d'expérimentations chez trois populations, allant des bons marcheurs jusqu'aux moins bons marcheurs : un groupe (JV) de contrôle formé par des sujets jeunes, valides (âge moyen : 31,8 ans, déviation standard : 7,2 ans) ; un groupe (AV) de sujets âgés, valides (âge moyen : 67 ans, déviation standard : 6,9 ans) ; un groupe (PH) de patients hémiplegiques (âge moyen : 58,6 ans, déviation standard : 10,18 ans). D'abord, on a calculé pour chaque groupe la valeur moyenne ainsi que la déviation standard de l'indice. Les résultats sont les suivants : $I_{JV} = 1,34 \pm 0,23$ pour les sujets jeunes valides, $I_{AV} = 1,02 \pm 0,27$ pour les sujets âgés, et enfin $I_{PH} = 0,88 \pm 0,25$ pour les patients hémiplegiques. Les valeurs de l'indice sont donc cohérentes avec la performance supposée des trois populations. Également, nous avons mesuré chez les sujets hémiplegiques la vitesse de déplacement, qui est une variable classiquement utilisée pour évaluer la performance de la marche. Nous avons pu ensuite calculer la corrélation entre les valeurs de notre indice de marche et la vitesse pour cette population ; le bon résultat de corrélation ($R = 0,83$) montre que l'indice que nous proposons fournit une bonne estimation de la qualité de la marche.

6.5.3 En pratique

On peut donc fournir une évaluation de la performance de la marche à l'aide d'un simple accéléromètre placé sur le tibia. On a donc couplé un logiciel d'analyse des signaux accélérométriques avec la Starwatch présentée en section 2.3.1, pour disposer d'un système sans fil. Il suffit de placer le capteur sur la cheville de la personne, puis d'enregistrer un mouvement de marche en ligne droite pendant une certaine durée (environ 10 secondes) pour obtenir immédiatement une estimation quantitative de la qualité de la marche. Cet indice est donc très facile à obtenir, contrairement à d'autres variables habituellement utilisées, comme la vitesse ou la symétrie des pas. S'il a été initialement pensé pour des applications biomédicales, il pourrait être étendu à l'analyse du geste sportif, pour la marche ou la course par exemple.

6.6 Conclusion

Nous avons pu vérifier dans ce chapitre que les méthodes que nous avons développées sont bien adaptées à une exécution en temps réel. Cette validation est un préalable



indispensable à une utilisation pratique de ces nouveaux outils. Les schémas de fonctionnement des systèmes de restauration du mouvement que nous avons imaginés sont donc prêts à l'emploi, et peuvent être améliorés ou étendus de multiples façons. Également, afin de compléter la palette d'outils que nous proposons aux cliniciens, une méthode d'évaluation de la qualité de la marche a été présentée. Ce dernier système répond toujours aux contraintes que nous nous étions fixées dès le départ, à savoir la réduction du nombre, de la taille, et du coût des capteurs employés.

Chapitre 7

Discussion

Le choix est pour demain.
Il est peut-être déjà fait.

René Barjavel, *La faim du tigre*, 1966

7.1 Synthèse des contributions

Au cours des chapitres précédents, nous avons développé notre thèse selon laquelle l'observation du mouvement des membres valides peut servir à améliorer le contrôle des membres déficients chez des patients handicapés. Pour gérer cette interaction entre le contrôleur artificiel et le contrôleur naturel, deux niveaux de coordination ont été introduits : un niveau stratégique, où l'on cherche à identifier au plus tôt le mouvement que le patient souhaite effectuer, et un niveau tactique, où l'on cherche à estimer des paramètres du mouvement en cours de réalisation. Les contributions majeures de mes recherches sont les suivantes :

- Au chapitre 2, nous avons montré que, dans le cas des certains mouvements où le nombre de degrés de liberté est restreint, un magnétomètre triaxe peut suffire à reconstruire l'orientation dans un espace à 3 dimensions, même lorsque le mouvement présente de fortes accélérations.
- Concernant le niveau tactique, nous avons présenté au chapitre 3 une méthode pour synchroniser, dans le cas des mouvements cycliques, une commande sur une mesure capteur donnée. Une extension de cette méthode au cas multidimensionnel a également été proposée. Des propriétés, notamment de robustesse et de garantie de synchronisation, ont pu être établies grâce à la formalisation à base d'observateur que nous avons choisie.



- Concernant le niveau stratégique, nous avons proposé au chapitre 4 une marche à suivre pour mettre au point des algorithmes permettant la détection de changements de modes d'activité du patient. Les algorithmes proposés permettent de réaliser cette détection le plus tôt possible après que le patient initie le mouvement au travers de ses membres valides.
- Ces deux niveaux, mêlant comportement discret et comportement continu, doivent être intégrés dans une architecture hybride. Les outils classiques de l'automatique ne permettent pas de garantir le bon fonctionnement d'un système hybride ; aussi, nous proposons au chapitre 5 d'utiliser une approche de spécification basée sur l'environnement ORCCAD, qui permet une vérification formelle.
- Enfin, nous avons testé les méthodes et algorithmes développés au travers de dispositifs fonctionnant en temps réel, validant ainsi les approches retenues. Ces expérimentations, ainsi que des propositions d'architecture de fonctionnement de ces systèmes pour des applications de rééducation ou de suppléance fonctionnelle, ont été présentés au chapitre 6.

Lors de l'annonce de la thèse que nous avons maintenant défendue, nous avons évoqué une contrainte importante, à savoir la réduction du nombre et de la taille des capteurs impliqués dans l'observation du mouvement. Les méthodes et systèmes proposés ne requièrent qu'un nombre minimal de capteurs, le plus souvent réduit à l'unité. Ceci est rendu possible grâce à l'utilisation de modèles *a priori* du mouvement, renfermant de l'information et donc simplifiant grandement les traitements à effectuer en temps réel. Ces outils dépassent d'ailleurs le cadre de la restauration fonctionnelle du mouvement, et seraient applicables à d'autres domaines, tels que la robotique ou l'animation virtuelle.

L'ensemble de ces travaux a fait l'objet de publications dont le détail est présenté en page 147.

7.2 Perspectives

7.2.1 Étendre le champ d'applications

Un premier axe de prolongement de ces recherches est leur extension vers de nouvelles applications. Afin de développer notre thèse et de mettre au point les méthodes que nous proposons, nous nous sommes concentrés sur deux exemples précis (le lever de chaise chez le patient paraplégique, et la rééducation de la marche chez le patient hémiparalysé), autant pour leur intérêt thérapeutique que didactique. Il convien-



drait maintenant de se pencher sur d'autres activités, ainsi que sur leur transitions. L'initiation et la terminaison de la marche sont de bons exemples de transitions auxquelles on pourrait s'intéresser. Également, le suivi de mouvements non cycliques est un point essentiel : pour cela, il conviendra d'identifier pour chaque activité quelles sont les variables, à l'instar de la phase pour la marche, qui sont importantes pour son contrôle.

Cette extension vers d'autres mouvements pourrait passer par l'utilisation d'autres types de capteurs que les centrales d'attitude. Nous avons pu évoquer au fil du texte l'emploi d'accéléromètres seuls, ou de semelles instrumentées renseignant sur les forces des contact mises en jeu ; ces informations additionnelles seront peut être requises lorsqu'on cherchera à gérer un grand nombre de modes d'activités. A terme, cela permettrait de prendre en compte un contexte plus riche, ouvrant la porte à des applications qui sortiraient du monde strictement clinique pour être utilisables par les patients dans leur vie quotidienne. Évidemment, les architectures des systèmes mis en jeu dans de telles applications n'en seront que plus complexe, d'où la nécessité réaffirmée d'outils de vérification formelle.

7.2.2 Le coin du technologue

Les travaux présentés dans cette thèse trouvent leur origine dans le développement d'une nouvelle brique technologique, les centrales d'attitude, permettant une capture du mouvement embarquée et à bas coût, dont l'emploi est envisageable pour les applications visées. Maintenant, en s'appuyant sur l'expérience acquise au contact du contexte de la restauration du mouvement humain, on peut tenter de spécifier, ou plutôt d'imaginer les futures briques technologiques qui permettraient de nouvelles avancées. Les capteurs, nous l'avions dit, sont un point clé de ces applications ; le choix des centrales d'attitude nous a été dicté par plusieurs contraintes, à partir desquelles nous avons opté pour un compromis entre délai de détection, richesse, et robustesse de l'information extractible. En plus des capteurs permettant de remonter à la cinématique et la cinétique du mouvement, l'idéal serait de disposer de capteurs fiables et peu invasifs de l'activité neurale, grâce auxquels l'activité de chaque fibre nerveuse, de chaque neurone, pourrait être estimée. Les prochaines générations de magnétomètres (Gravand, 2000) auront peut être la précision suffisante pour estimer finement les potentiels d'actions se déplaçant le long des axones, depuis la surface des nerfs ou pourquoi pas depuis l'extérieur du corps, résolvant ainsi le problème de l'invasivité. Il sera sans doute possible d'imaginer d'autres modalités de mesure, que les technologues se chargeront certainement de nous faire découvrir.



En face des capteurs, les actionneurs, et plus précisément dans le cas qui nous occupe les stimulateurs, devront bénéficier des mêmes développements. Idéalement, il faudrait être capable de stimuler indépendamment chaque fibre nerveuse innervant un muscle, toujours en restant aussi peu invasifs que possible. Ceci pourrait mener à des architectures de système largement distribuées, communiquant par radio, avec des unités autonomes au niveau énergétique. . .

Ces systèmes nécessiteront des modèles poussés permettant de rendre compte de la diversité et de la complexité des informations observées, ainsi que de prédire avec précision les conséquences des commandes appliquées, pour pouvoir déterminer au mieux lesdites commandes. Les méthodes développées dans cette thèse pourraient être réutilisées dans ces nouveaux contextes, puisqu'il s'agira de répondre à la même problématique que celle que nous avons abordée. Les mesures capteur seraient différentes, tant en nature qu'en nombre, ce qui accentuera encore la complexité des systèmes. Les besoins en sûreté de fonctionnement en seront d'autant accrus, plaçant une nouvelle fois pour une vérification assistée par ordinateur. Également, la commande de ces systèmes complexes passera par l'utilisation d'outils numériques performants capables de résoudre en temps réel des problèmes à haute dimensionnalité.

7.2.3 Le faire, oui, mais quoi ?

Les outils numériques permettant d'effectuer l'optimisation de la commande en ligne, étant donnés un modèle et une trajectoire désirée (voir section 6.4.2), ne sont plus loin d'être disponibles (Mombaur, 2001). On sera alors capables d'assurer le suivi d'une trajectoire par les membres déficients. Mais cette possibilité soulève une question majeure dans le cas de la rééducation des patients hémiplegiques ; replaçons nous dans le contexte pour mieux en saisir la portée. La plupart du temps, la rééducation fonctionnelle de la marche chez ces patients est une *thérapie*, dont la durée va de un à quelques mois. Pendant cette période, on cherche en fait à *réapprendre* à la personne à contrôler ses mouvements. Cela se traduit par un apprentissage au niveau cortical : le cerveau va remplacer la zone du cortex moteur qui a été détruite dans l'accident vasculaire par une autre zone corticale qui va prendre le relais. L'essence de la thérapie par électrostimulation fonctionnelle consiste en quelque sorte à « montrer » au cerveau quels signaux moteurs produire à telle ou telle phase du mouvement. Il faut également veiller à ne pas trop se suppléer au contrôle du mouvement, afin de forcer le ré-apprentissage par le SNC. La question, justement, est la suivante : que faut-il montrer au système nerveux pour optimiser cet apprentissage ? Faut-il lui montrer ce vers quoi il doit tendre en termes d'activations musculaires ? en termes de



trajectoires suivies ? en termes de retour sensoriels ? Si c'est une **activation musculaire** qu'il faut montrer, alors prendre en compte le mouvement de la jambe affectée dans la commande est inapproprié : il faut, quelque soit le mouvement qui se passe réellement sur la jambe affectée, continuer à la stimuler *uniquement* en fonction des observations faites sur la partie valide, de manière à préserver la coordination entre les mouvements des membres valides et les stimulations appliquées sur la jambe déficiente. Si à l'inverse c'est la **trajectoire** suivie par la jambe déficiente qui importe, alors l'introduction d'une boucle de retour est nécessaire pour prendre en compte les erreurs de trajectoire de la jambe stimulée. On le voit, ces **deux possibilités** sont incompatibles, et il serait donc utile de savoir quelle est la meilleure d'entre elle.

La réponse à cette interrogation est malheureusement loin d'être facile à déterminer. Une partie de l'explication viendra des recherches menées en neurosciences, où l'on cherche à comprendre les mécanismes du contrôle moteur, et de son ré-apprentissage. Une autre partie peut être apportée par l'imagerie fonctionnelle, où l'effet des protocoles de rééducation sur le cerveau peut être observé. Enfin, ces éléments de réponse devront impérativement être validés par des études cliniques, où l'efficacité de différents protocoles sera comparée. Ces études comparatives, bien que faisables (Popovic *et al.*, 2004), sont toutefois extrêmement difficiles à mener, puisqu'il faudrait idéalement pouvoir comparer deux protocoles différents, *toutes les autres conditions étant égales par ailleurs*¹. Cela signifierait disposer de deux groupes de patients comparables, sinon identiques, de deux environnements identiques (en pratique le même centre de rééducation), le tout en double aveugle. . .

7.3 Conclusion

Dans cette thèse, on s'est intéressé au problème de la collaboration entre les mouvements des membres valides et des membres contrôlés artificiellement chez des patients handicapés. L'approche que nous avons suivie, basée sur l'observation des mouvements des membres valides à l'aide de micro-capteurs de mouvements, a mené au développement de méthodes de traitement du signal dont on a pu évaluer les performances, et terme de précision et de robustesse. Ces méthodes ont ensuite été portées sur des dispositifs fonctionnant en temps réel. Aujourd'hui, il reste à tester

¹Cette condition, pourtant à la base de la démarche scientifique, est malheureusement loin d'être toujours vérifiée en pratique. A la décharge des expérimentateurs, elle est souvent tout simplement impossible à garantir.



ces systèmes dans un milieu clinique, pour les valider complètement. Ces systèmes n'auront d'utilité que s'ils sortent des laboratoires de recherche pour être utilisés par les centres de rééducation ; il faut donc faire un effort supplémentaire pour finaliser l'ensemble de ces travaux. Ce transfert ne relève pas du métier du traiteur du signal, et le temps requis pour préparer, réaliser, puis analyser une étude clinique dépasse largement la durée d'une thèse. Mais il est primordial de noter que sans ce dernier pas, peut être le plus difficile, les recherches effectuées durant cette thèse ne prendront pas tout leur sens.

De manière plus générale, les travaux concernant la restauration artificielle du mouvement doivent faire l'objet d'un constant aller-retour entre les laboratoires de recherche et le monde clinique. Le développement de tels systèmes doit être dicté puis validé par l'application visée, alors même que des avancées technologiques continuent d'ouvrir la porte à de nouveaux concepts de restauration du mouvement. Cela fait du dialogue entre le clinicien et le chercheur une composante de première importance dans le résultat final. L'exigence de ce lien étroit est certainement à la base de la richesse, tant scientifique qu'humaine, de ces travaux interdisciplinaires.

Publications de l'auteur

Publications scientifiques

Journaux

- C. Azevedo and **R. Héliot**. Functional rehabilitation of posture and walk : towards a coordination of valid and deficient limbs. *Journal of Automatic Control*, vol. 15 (Supplement), pp. 11-15, 2005.
- S. Bonnet and **R. Héliot**. A magnetometer-based approach for studying human movements. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 54(7), pp. 1353-1355, 2007.
- **R. Héliot** and B. Espiau. Online Generation of Cyclic Trajectories Synchronized with Sensor Input. *to appear in Robotics and Autonomous Systems*
- **R. Héliot**, C. Azevedo, D.B. Popovic, B. Espiau, and L. Schwirtlich. Gait Spectral index (GSI) : a new quantification method for assessing human gait. *submitted to Medical Engineering and Physics*
- **R. Héliot** and B. Espiau. Multi Sensor Input for CPG-based Sensory Motor Coordination. *submitted to IEEE Transactions on Robotics (Special Issue on Bio-Robotics)*

Conférences avec actes

- C. Azevedo et **R. Héliot**. Réhabilitation fonctionnelle de la posture et de la marche : vers une coordination des membres valides et déficients. *Journée Thématique de la Société de Biomécanique (JTSB)*, Lyon, France, Mai 2005.
- **R. Héliot**, C. Azevedo, and D. David. Sensing valid limb attitude to improve deficient limb control. *International Society for Posture and Gait Research (ISPGR)*, Marseille, France, May-June 2005.
- **R. Héliot**, R. Pissard-Gibollet, B. Espiau, and F. Favre-Réguillon. Continuous identification of gait phase for robotics and rehabilitation using microsensors. *International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, Seattle, USA, July 2005.
- **R. Héliot**, C. Azevedo, B. Espiau, and D. David. Postural movement early detec-



- tion and monitoring by observing one limb with micro-sensors. *3rd International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines (AMAM)*, Ilmenau, Germany, September 2005.
- **R. Héliot**, S. Dosen, C. Azevedo, B. Espiau, and D.B. Popovic. Online adaptation of optimal control of externally controlled walking of a hemiplegic individual. *3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Kohala Coast, Hawaii, May 2007.
 - **R. Héliot**, B. Espiau, C. Azevedo, D. David, D.B. Popovic. FES-based training and gait evaluation of stroke patients using a microsensor on their valid leg. *International Society for Posture and Gait Research (ISPGR)*, Burlington, Vermont, July 2007

Chapitres d'ouvrage

- **R. Héliot**, C. Azevedo, and B. Espiau. Functional rehabilitation : Coordination of artificial and natural controllers. *Rehabilitation Robotics*, ISBN 978-3-902613-04-2, Advanced Robotic Systems, Vienna, 2007.
- N. Ramdani, C. Azevedo-Coste, D. Guiraud, P. Fraisse, **R. Héliot** and G. Pagès. Posture and movement estimation based on reduced information. Application to the context of FES-based control of lower-limbs. *Human-Robot Interaction*, to appear

Brevets

- **R. Héliot**, D. David, R. Pissard-Gibollet, B. Espiau. Procédé d'estimation de la phase d'un mouvement d'un objet. EP 1 721 573 / US 2006 0268986, dépôt du 09/05/2005.
- **R. Héliot**. Observation d'un mouvement pour l'élaboration d'une commande synchrone parallèle. n° 06 54922, dépôt du 15/11/2006.

Participations à la vulgarisation scientifique

- Rétablir la coordination entre membres valides et déficients. *Le Mensuel*, CEA-Grenoble, Octobre 2006.
- L'homme et le robot. *Le Dauphiné Libéré*, Édition du 8 Janvier 2007.
- Une jambe suit l'autre. *Inédit*, Mai 2007.
- Handicap assistance. *Imagine ton futur*, Septembre 2007.

Références

- Aminian, K. et Najafi, B. (2004). Capturing human motion using body fixed sensors : outdoor measurement and clinical applications. *Comp. Anim. Virtual Worlds*, 15:79–94.
- Aoi, S. et Tsuchiya, K. (2004). Stability analysis of a simple walking model driven by a nonlinear oscillator. *In Proc. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, volume 5, pages 4450 – 4455.
- Assaiante, C. (1998). Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci. Behav. Rev.*, 22(4):527–532.
- Au, S. et Herr, H. (2006). Initial experimental study on dynamic interaction between an amputee and a powered ankle-foot prosthesis. *In Workshop on Dynamic Walking : Mechanics and Control of Human and Robot Locomotion, Ann Arbor*.
- Azevedo, C., Espiau, B., Amblard, B. et Assaiante, C. (2007a). Bipedal locomotion : toward unified concepts in robotics and neuroscience. *Biological Cybernetics*, 96:209–228.
- Azevedo, C., Pages, G., Maimoun, L., Fattal, C., Delignières, D. et Guiraud, D. (2007b). Description of postural coordination patterns during fcs-assisted standing in complete paraplegia. *In International Functional Electrical Stimulation Society*.
- Azevedo, C. et the Bip team (2000). Control architecture and algorithms of the anthropomorphic biped bip2000. *In Proc. of International Symposium on Mobile Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*.
- Bachmann, E., McGhee, R., Yun, X., Zyda, M. et McKinney, D. (2002). Method and apparatus for motion tracking of an articulated rigid body. Us patent.
- Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-maralani, P. et Schmidt, G. (2000). Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 15:123–133.
- Bailey, S. (2004). *Biomimetic control with a feedback coupled nonlinear oscillator : insect experiments, design tools, and hexapedal robot adaptation results*. Thèse de doctorat, Stanford University.



- Basseville, M. et Nikiforov, I. (1993). *Detection of Abrupt Changes - Theory and Application*. Prentice-Hall.
- Bernstein, N. (1967). *The regulation and coordination of movements*.
- Betts, J. (1997). Survey of numerical methods for trajectory optimization. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*.
- Bonnet, S., Couturier, P., Favre-Réguillon, F. et Guillemaud, R. (2004). Evaluation of postural stability by means of a single inertial sensor. *In 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1-4 September 2004*.
- Boonstra, M., van der Slikke, R., Keijsers, N., van Lummel, R., de Waal Malefijt, M. et Verdonchot, N. (2006). The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 39(2):354-358.
- Borelly, J., Coste-Manière, E., Espiau, B., Kapellos, K., Pissard-Gibollet, R., Simon, D. et Turro, N. (1998). The orccad architecture. *The International Journal of Robotics Research*, 17(4):338-359.
- Bouisset, S. et Maton, S. (1994). *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Hermann.
- Bracewell, R. (1986). *The Fourier Transform and Its Applications, 2nd ed.* McGraw-Hill.
- Breniere, Y. et Do, M. (1987). Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. *J. biophysique et biomécanique*, 11(4):131-167.
- Brogliato, B. et Heemels, W. (2003). Hybrid systems modeling and control. *European Journal of Control. Special issue on "fundamental issues in control"*, 9(2-3):177-189.
- Burridge, J., Haugland, M., Larsen, B., Svaneborg, N., Iversen, H., Brogger, P., Pickering, R. et Sinkjaer, T. (2005). Long-term follow-up of patients using the actigait implanted drop-foot stimulator. *In Proc. 10th IFES conference Montreal, Canada*.
- C-leg. <http://www.healthcare.ottobock.de/special/fr/c-leg.php>.
- Calancie, B., Needham-Shopshire, B., Jacobs, P., Willer, K., Gregory, Z. et Green, B. (1994). Involuntary stepping after chronic spinal injury : evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain*, 117:1143-1159.
- Carroll, T. L. et Pecora, L. M. (1991). Synchronizing chaotic circuits. *IEEE Trans. Circuits and Syst.*, 38:453-456.
- Cohen, A., Rossignol, S. et Grillner, S. (1988). *Neural control of rhythmic movements*



- in vertebrates*. Wiley.
- Cole, J. et Sedgwick, E. (1992). The perceptions of force and of movement in a man without large myelinated sensory afferents below the neck. *J. Neurophysiol.*, 449:503–515.
- Collins, S., Wisse, M. et Ruina, A. (2001). A three-dimensional passive dynamic walking robot with two legs and knees. *The International Journal of Robotics Research*, 20(7):607–615.
- Crenna, P., Cuong, D. et Breniere, Y. (2001). Motor programmes for the termination of gait in humans : organisation and velocity-dependant adaptation. *J. of Physiology*, 537.3:1059–1072.
- Crenna, P. et Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *Journal Physiol.*, pages 635–653.
- David, D. et Caritu, Y. (2002). Dispositif de capture des mouvements de rotation d'un solide. Patent, CEA.
- de Jong, H., Gouzé, J.-L., Hernandez, C., Page, M., Sari, T. et Geiselmann, J. (2004). Qualitative simulation of genetic regulatory networks using piecewise-linear models. *Bulletin of Mathematical Biology*, 66((2)):301–340.
- DeCarlo, R., Branicky, M., Pettersson, S. et Lennartson, B. (2000). Perspectives and results on the stability and stabilizability of hybrid systems. *Proceedings of IEEE, Special Issue on Hybrid Systems, July*.
- Dietz, V. (1992). Human neuronal control of automatic functional movements : Interaction between central programs and afferents input. *Physiol. Rev.*, 72:33–69.
- Dong, H., Zhao, M., Zhang, J. et Zhang, N. (2006). Cpg-based adaptive dynamic control of a quadruped robot with sensory feedback. *In Proc. 9th International Conference Climbing and Walking Robots*, pages 77–81.
- Donoghue, J. (2002). Connecting cortex to machines : recent advances in brain interfaces. *Nature Neuroscience Supplement*, 5:1085–8.
- Dosen, S. et Popovic, D. (2006). Functional electrical stimulation : a matlab based tool for designing stimulation patterns. *In Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE EMBC*, pages 5404–5407.
- Duysens, J., de Crommert, H. W. A. A. V., Smits-Engelsman, B. C. M. et der Helm, F. C. T. V. (2002). A walking robot called human : lessons to be learned from neural control of locomotion. *Journal of Biomechanics*, 35(4):447–454.
- Endo, G., Morimoto, J., Nakanishi, J. et Cheng, G. (2002). An empirical exploration of a neural oscillator for biped locomotion control. *In proc. Intl. Conf. on Robotics*



- and Automation (ICRA2004).*
- Fitzhugh, R. (1961). Impulses and physiological states in models of nerve membrane. *Biophys. J.*, 1:445–466.
- Fitzpatrick, R., Burke, D. et S.C., G. (1996). Loop gain reflexes controlling human standing measured with the use of vestibular disturbances. *J. Neurophysiol*, 76(6):3994–4008.
- Fukuoka, Y., Mimura, T., Yasuda, N. et Kimura, H. (2003). Integration of multi sensors for adaptive walking of a quadruped robot. *In Proc. IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, pages 21 – 26.
- GaitTrainer. <http://www.reha-stim.de/en/progt.htm>.
- Gavrila, D. (1999). The visual analysis of human movement : a survey. *In IEE International conference on computer vision and image understanding*, volume 1.
- Goswami, A., Thuilot, B. et Espiau, B. (1998). A study of the passive gait of a compass-like biped robot : Symmetry and chaos. *The International Journal of Robotics Research*, 17(12):1282–1301.
- Gravand, O. (2000). *Conception et réalisation d'un magnétomètre vectoriel à pompe optique de l'hélium 4*. Thèse de doctorat, Institut de Physique du Globe de Paris.
- Grillner, S. (1985). Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. *Science*, 228:143–149.
- Guckenheimer, J. et Holmes, P. (1990). *Nonlinear Oscillations, Dynamical Systems and Bifurcations of Vector Fields*. Springer-Verlag.
- Guilbert, M. (2007). *Génération de trajectoires optimales prenant en compte les limitations physiques des robots manipulateurs Stäubli*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, France.
- Guillemin, M. (2007). Biométrie de la marche humaine. Rapport de stage, CEA.
- Guiraud, D., Stieglitz, T., Koch, K., Divoux, J. et Rabischong, P. (2006). An implantable neuroprosthesis for standing and walking in paraplegia : 5-year patient follow-up. *J. Neural Eng.*, 3:268–275.
- Gurfinkel, V. et Levik, Y. (1991). *Perceptual and autonomic aspects of the posture body scheme*, pages p 147–162. Paillard J. (ed.) *The Brain and Space*. Oxford Univ. Press.
- Hiebert, G., Gorassini, M., Jiang, W., Prochazka, A. et Pearson, K. (1994). Corrective responses to loss of ground support during walking ii. comparison of intact and chronic spinal cats. *J. Neurophysiol*, 71(2):611–622.
- Héliot, R. et Zimmermann, A. (2007). *The Second Review of April Fool's day Tran-*



- sactions (RAFT'2007)*. <http://www.inrialpes.fr/exmo/people/zimmer/afd2007>.
- Ijspeert, A. (2001). A connectionist central pattern generator for the aquatic and terrestrial gaits of a simulated salamander. *Biological Cybernetics*, 84(5):331–348.
- Ijspeert, J., Nakanishi, J. et Schaal, S. (2002). Movement imitation with nonlinear dynamical systems in humanoid robots. *In proc. Intl. Conf. on Robotics and Automation (ICRA2002)*.
- Ingrand, F., Chatila, R. et Alami, R. (2001). An architecture for dependable autonomous robots. *In Proc. 1st IARP/IEEE-RAS Joint workshop on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Environments, Seoul, Korea*.
- Janus, B. et Nakamura, Y. (2005). Unsupervised probabilistic : Segmentation of motion data for mimesis modeling. *In International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, pages 411–417, Seattle, USA.
- Johansson, K. H., Egerstedt, M., Lygeros, J. et Sastry, S. (1999). On the regularization of zenon hybrid automata. *Systems and Control Letters*, 38:141–150.
- Jonić, S., Janković, T., Gajić, V. et Popović, D. (1999). Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 46(3):300–310.
- Kailath, T. (1980). *Linear Systems*. Prentice-Hall.
- Kalman, R. E. (1960). A new approach to linear filtering and prediction problems. *Transactions of the ASME - Journal of Basic Engineering*, 82:35–45.
- Kamnik, R., Shi, J., Murray-Smith, R. et Bajd, T. (2003). Non linear modeling of fcs-supported standing-up in paraplegia for selection of feedback sensors. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng*, 13.
- Kandel, E., Schwartz, J. et Jessell, T. (2000). *Principles of neural science*. McGraw-Hill Medical.
- Kapellos, K., Simon, D., Pissard-Gibollet, R. et Espiau, B. (2006). The orccad robot control architecture and tools in space applications. *In 9th ESA Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation ASTRA'06*, Noordwijk, The Netherlands. ESTEC.
- Kerr, K., White, J., Barr, D. et Mollan, R. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12(4):236–245.
- Koch, C. et Segev, I. (1989). *Methods in neuronal modelling : from synapses to networks*. MIT press.
- Kralj, A. et Grobelink, S. (1973). Functional electrical stimulation - a new hope for paraplegic patients. *Bull. Prosth. Res.*, 20.
- Kuipers, J. (1998). *Quaternions and rotation sequences : A primer with applications to orbits, aerospace and virtual reality*. Princeton, NJ : Princeton University



Press.

- Kuzelicki, J., Bajd, T., Kamnik, R., Obreza, P., et Benko, H. (2000). Fes assisted sit-to-stand transfer in paraplegic person. *In Proc. 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, page 2247–2250.
- Laveeta, J. et Butera, R. (2007). Conduction block in unmyelinated nerves using high frequency ac stimulation. *In 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, May 2-5, 2007, Kohala Coast, Hawaii, USA*.
- Lawrence, C., Zhou, J. et Tits, A. (1997). User's guide for cfsqp version 2.5 : A c code for solving (large scale) constrained nonlinear (minimax) optimization problems, generating iterates satisfying all inequality constraints. Rapport technique, Electrical Engineering Department and Institute for Systems Research, University of Maryland.
- Lewis, A. (2002). Perception driven locomotion. *Robot Society of Japan*, 20(3):51–56.
- Lewis, M. A., Etienne-Cummings, R., Hartmann, M. J., Xu, Z. R. et Cohen, A. H. (2003). An in silico central pattern generator : silicon oscillator, coupling, entrainment, and physical computation. *Biological Cybernetics*, 88(2):137–151.
- Loeb, G. et Davoodi, R. (2005). The functional reanimation of paralyzed limb. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 24(5):45–51.
- Lohmiller, W. et Slotine, J. (1998). On contraction analysis for non-linear systems. *Automatica*, 34(6):683–696.
- Lokomat. <http://www.hocoma.ch/web/en/header/index.html>.
- Luenberger, D. (1964). Observing the state of a linear system. *IEEE Transaction on Military Electronics*, 8:74–80.
- Luenberger, D. (1971). An introduction to observers. *IEEE trans. Automatic Control*, 16(6):596–602.
- Luinge, H. et Veltink, P. (2004). Inclination measurement of human movement using a 3d accelerometer with autocalibration. *IEEE trans. neural sys. and rehabil. eng.*, 12:112–121.
- Lygeros, J., Johansson, K., Simic, S.N. and Zhang, J. et Sastry, S. (2003). Dynamical properties of hybrid automata. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 48:2–17.
- Mantjarvi, J., Himberg, J. et Seppanen, T. (2001). Recognizing human motion with multiple acceleration sensors. *In IEEE Intl. Conf. on Systems, Man, and Cybernetics*, pages 747–752.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci. Rehab. Rev.*, 22:465–472.



- Matsuoka, K. (1985). Sustained oscillations generated by mutually inhibiting neurons with adaptation. *Biological Cybernetics*, 52(6):367–376.
- Mauritz, K.-H. (2002). Gait training in hemiplegia. *European Journal of Neurology*, 9:23–29.
- McGeer, T. (1990). Passive dynamic walking. *International Journal of Robotics Research*, 9(2):62–82.
- McGibbon, C., Goldvasser, D., Krebs, D. et Moxley Scarborough, D. (2004). Instant of chair-rise lift-off can be predicted by foot-floor reaction forces. *Human Movement, Science*.
- McIlroy, W. et Maki, B. (1993). Changes in early automatic postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. *Brain Res.*, 631(2):203–11.
- Meadows, P., Campbell, J., Waters, R., Wederich, C. et Jordan, C. (1992). Multichannel electrical stimulation system for gait assist and exercise in the stroke and sci population. In *Proc. of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and Biology Society*.
- Merletti, R. et Parker, P. (2004). *Electromyography : physiology, engineering, and applications*. Lavoisier.
- Moeslund, T., Hilton, A. et Kruger, V. (2006). A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer Vision and Image Understanding*, 104:90–126.
- Moissenet, F. (2007). Description accélérométrique de la marche humaine. Rapport de stage, IFMA - INRIA.
- Mombaur, K. (2001). *Stability optimization of open-loop controlled walking robots*. Thèse de doctorat, Heildelberg.
- Morari, M., Baotić, M. et Borrelli, F. (2003). Hybrid systems modeling and control. *European Journal of Control*, 9:177–189.
- Morishita, I. et Yajima, A. (1972). Analysis and simulation of networks of mutually inhibiting neurons. *Kybernetik*, 11:154–165.
- Myers, C. S. et Rabiner, L. R. (1981). A comparative study of several dynamic time-warping algorithms for connected word recognition. *The Bell System Technical Journal*, 60:1389–1409.
- Nagumo, J., Arimoto, S. et Yoshizawa, S. (1962). An active pulse transmission line simulating a nerve axon. In *Proc. IRE*, volume 50, pages 2061–2070.
- Najafi, B., Aminian, K., Paraschiv-Ionescu, A., Loew, F., Bula, C. et Robert, P. (2003). Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor : monitoring of daily physical activity in the elderly. *J Neuroengineering Rehabil.*,



- 50(6):711–723.
- Neilson, P. et Neilson, M. (2005). Motor maps and synergies. *Human Movement Science*, 24:774–797.
- Nijmeijer, H. et Mareels, I. M. Y. (1997). An observer looks at synchronization. *IEEE Transactions on Circuits and Systems - Part I - Fundamental Theory and Applications*, 44(10):882–890.
- Noury, N., Barralon, P., Couturier, P., Favre-Réguillon, F., Guillemaud, R., Mestais, C., Caritu, Y., David, D., Moine, S., Franco, A., Guiraud-By, F., Bérenguer, M. et Provost, H. (2004). A mems based microsystem for the monitoring of the activity of frail elderly in their daily life : the actidom project. *In HealthCom'2004*.
- Odstock. <http://www.odstockmedical.com>.
- Optotrak. <http://www.ndigital.com>.
- Pappas, I., Keller, T. et Mangold, S. (2002). A reliable, gyroscope based gait phase detection sensor embedded in a shoe insole. *In Proceedings of IEEE Sensors 002. First IEEE International Conference on Sensors*, volume 2, pages 1085–8.
- Pearson, K. et Gordon, J. (1999). Locomotion. *In* Kandel, E., Schwartz, J. et Jessell, T., éditeurs : *Principles of neural science*, pages 101–127. McGraw-Hill Medical.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis : normal and pathological function*.
- Pikovsky, A., Rosenblum, R. et Kurths, J. (2001). *Synchronization, a universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge University press.
- Polhemus. <http://www.polhemus.com>.
- Popovic, D. (2003). Control of walking in disabled humans. *J. of Automatic Control*, 13(supplement):5–32.
- Popović, D. et Sinkjaer, T. (2003). *Control of Movement for the Physically Disabled*.
- Popovic, D., Stein, R., Oguztoreli, M., Lebedowska, M. et Jonic, S. (1999). Optimal control of walking with functional electrical stimulation : A computer simulation study. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 7:69–79.
- Popovic, M. et Popovic, D. (2001). Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 20:74–81.
- Popovic, M., Popovic, D., Schwirtlich, L. et Sinkjaer, T. (2004). Clinical evaluation of functional electrical therapy (fet) in chronic hemiplegic subjects. *Neuromod*, 7(2):133–140.
- Prentice, S. D., Patla, A. E. et Stacey, D. A. (1998). Simple artificial neural network models can generate basic muscle activity patterns for human locomotion at different speeds. *Experimental Brain Research*, 123(4):474–480.
- Reisman, D., Scholz, J. et Schoner, G. (2002). Differential joint coordination in the tasks of standing up and sitting down. *J. of Electromyography and Kinesiology*,



- 12:493–505.
- RheoKnee. <http://www.ossur.com/bionicttechnology/rheoknee>.
- Riener, R. et Fuhr, T. (1998). Patient-driven control of fes supported standing up : a simulation study. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 6:113–124.
- Righetti, L., Buchli, J. et Ijspeert, A. (2005). From dynamic hebbian learning for oscillators to adaptive central pattern generators. *In proc. Adaptive Motion in Animals and Machines (AMAM2005)*.
- Righetti, L., Buchli, J. et Ijspeert, A. (2006). Dynamic hebbian learning in adaptive frequency oscillators. *Physica D*, 216(2):269–281.
- Righetti, L. et Ijspeert, A. (2006). Programmable central pattern generators : an application to biped locomotion control. *In Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Riley, P., Schnekman, M., Mann, R. et Hodge, W. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *J. Biomech.*, 24(1):77–85.
- Roderick, S. et Carignan, C. (2007). Designing safety-critical rehabilitation robots. *In* Lazinica, A., éditeur : *Rehabilitation Robotics*.
- Roetenberg, D. (2006). *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*. Thèse de doctorat.
- Rossignol, S., Lund, J. et Drew, T. (1988). The role of sensory inputs in regulating patterns of rhythmical movements in higher vertebrates. *In* Cohen, A., Rossignol, S. et Grillner, S., éditeurs : *Neural control of rhythmic movements in vertebrates*, chapitre 7, pages 201–283.
- Rybak, I., Ivashko, D., Prilutsky, B., Lewis, M. et Chapin, J. (2002). Modeling neural control of locomotion : Integration of reflex. *In Proceedings of international conference on artificial neural networks*, pages 99–104.
- Sabatini, A. (2006). Quaternion-based extended kalman filter for determination orientation by inertial and magnetic sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7).
- Sabatini, A., Martelloni, C., Scapellato, S. et Cavallo, F. (2005). Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52(3): 486–494.
- Scholz, J. et Schoner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task. *Exp. Brain. Res.*, pages 289–306.
- Schoner, G. (2001). Timing, clocks, and dynamical systems. *Brain and Cognition*, 48:31–51.
- Simoni, M. F. et DeWeerth, S. (2007). Sensory feedback in a half-center oscillator model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54:193 – 204.



- Slotine, J. (2002). Modular stability tools for distributed computation and control. *Int. J. Adaptive Control and Signal Processing*, 17(6).
- Stanic, U., Acimovic, R., Bajd, T., Gros, M. et Kljajic, M. (1975). The use of optimal multichannel stimulation in the correction of hemiplegic gait. *In Advances in External Control of Human Extremities (ECHE)*.
- Taga, G. (2000). Nonlinear dynamics of the human motor control. *In proc. Adaptive Motion in Animals and Machines (AMAM2000)*.
- Tonnelier, A., Meignen, S., Bosch, H. et Demongeot, J. (1999). Mathematical and computational analysis - synchronization and desynchronization of neural oscillators. *Neural Networks*, 12(9):1213–1228.
- Vallery, H. et Buss, M. (2005). Towards a hybrid motor neural prosthesis for gait rehabilitation : a project description. *J. of Automatic Control*, 15 (supplement): 19–22.
- Vaughan, C., Davis, B. et O'Connor, J. (1992). *Dynamics of human gait*. Human Kinetics.
- Veltink, P. H. (1991). Control of fes-induced cyclical movements of the lower leg. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29(6).
- Veltink, P. H., Bussmann, H. B. J., de Vries, W., Martens, W. L. J. et van Lummel, R. C. (1996). Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4:375–385.
- Vicon. <http://www.vicon.com>.
- Victhom. <http://www.victhom.com/fr/realisation-jambe-bionique-power-knee-1.htm>.
- Wadden, T. et Ekeberg, . (1998). A neuro-mechanical model of legged locomotion : single leg control. *Biological Cybernetics*, 79(2):161–174.
- Wahba, G. (1965). A least squares estimate of satellite attitude. *SIAM review*, 7(3):409.
- Walkaide. <http://www.walkaide.com>.
- Wang, L., Wang, S., Cao, Z., Tan, M., Zhou, C., Sang, H. et Shen, Z. (2005). Motion control of a robot fish based on cpg. *In Proc. IEEE International Conference Industrial Technology (ICIT)*, pages 1263 – 1268.
- Wang, W. et Slotine, J. (2004). On partial contraction analysis for coupled nonlinear oscillators. *Biological Cybernetics*, 92(1).
- Westervelt, E., Grizzle, J., Chevalleray, C., Choi, J. et Morris, B. (2007). *Feedback control of dynamic bipedal robot locomotion*. CRC Press.
- Wieber, P. (2000). *Modélisation et commande d'un robot marcheur antropomorphe*. Thèse de doctorat, Ecole supérieure nationale des mines de Paris, France.



- Wieber, P., Billet, F., Boissieux, L. et Pissard-Gibollet, R. (2006). The humans toolbox, a homogenous framework for motion capture, analysis and simulation. *In International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*.
- Wiener, N. (1948). *Cybernetics*. Wiley, New York.
- Williamson, M. M. (1998). Neural control of rhythmic arm movements. *Neural Networks*, 11(7-8):1379–1394.
- Winfree, A. (1987). *The timing of biological clocks*. Scientific American Library.
- Winter, D. (1987). *The biomechanics and motor control of human Gait*. University of waterloo press.
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley.
- Yun, X. et Bachmann, E. (2006). Design, implementation and experimental results of a quaternion-based kalman filter for human body motion tracking. *IEEE Transactions On Robotics*, 22(6).
- Zaytoon, J. (2001). *Systemes dynamiques hybrides*. Hermes Sciences Publicat.
- Zhu, R. et Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE trans. neural sys. and rehabil. eng.*, 12:295–302.



Annexes

Annexe A

Anatomie des muscles du corps humain

Cette annexe présente une planche anatomique des muscles des jambes du corps humain.

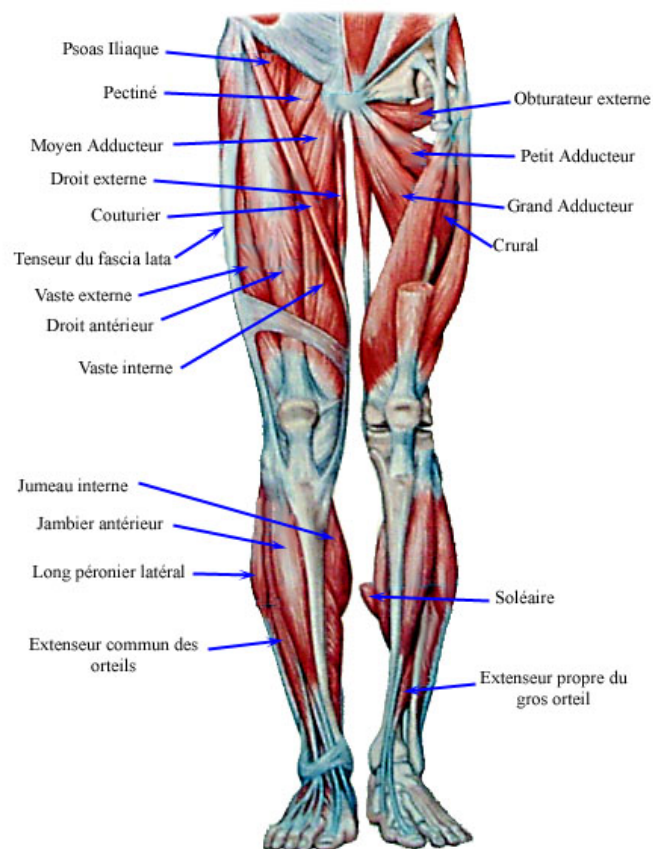


FIG. A.1 – Muscles des jambes du corps humain

Annexe B

Spécification ORCCAD du lever de chaise

Cette annexe présente un exemple de spécification ORCCAD (voir chapitre 5), dans le cas du lever de chaise chez un patient paraplégique sous stimulation électrique fonctionnelle.

B.1 Ressource Physique

Ressource Physique = { patient, capteurs, actionneurs }

B.2 Actionneurs

1. Stimulateur → commande
2. Mouvements volontaires : seulement perçus → ressource capteur en entrée

B.3 Capteurs

B.3.1 Centrale sur cervicale C7

Capteur C_{c7} , vecteur de dimension 6 (3 accéléros + 3 magnétos)

Utilisé dans :

1. Pré-condition sur l'angle initial du tronc
2. Détection de l'intention du mouvement de lever de chaise



B.3.2 Centrale sur cuisse

Capteur C_c , vecteur de dimension 6 (3 accéléros + 3 magnétos)

Utilisé dans :

1. Pré-condition sur l'angle initial du tronc
2. Contrôle du lever en temps réel
3. Post-condition pour la fin du lever
4. Contrôle de la station debout en temps réel

B.3.3 Centrale sur tibia

Capteur C_t , vecteur de dimension 6 (3 accéléros + 3 magnétos)

Utilisé dans :

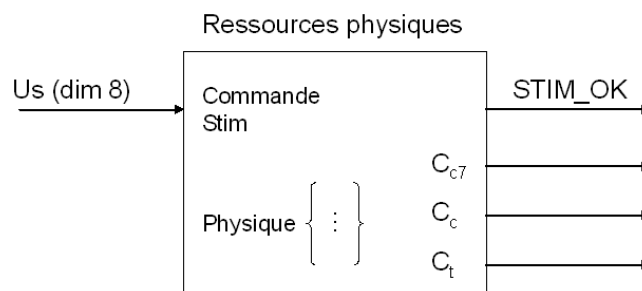
1. Post-condition pour la fin du lever
2. Contrôle de la station debout en temps réel

B.4 Signaux externes

1. Switch utilisateur pour lancer la procédure (SWITCH)
2. Arrêt d'urgence (Au)
3. Stimulateur OK (STIM_OK)

B.5 Modules

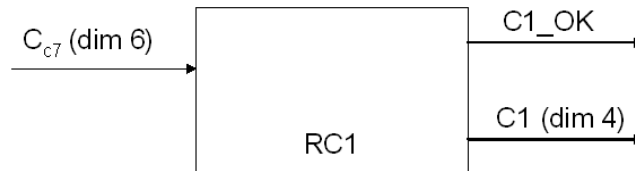
B.5.1 Ressources physiques



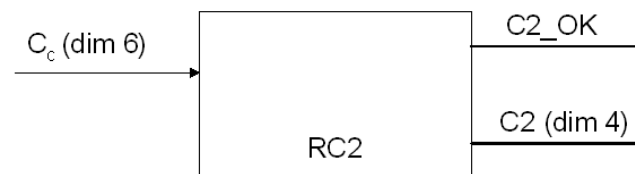


B.5.2 Ressources Capteur

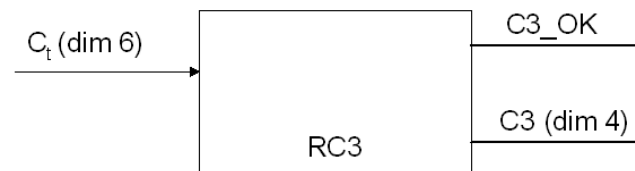
Capteur cervicale



Capteur cuisse

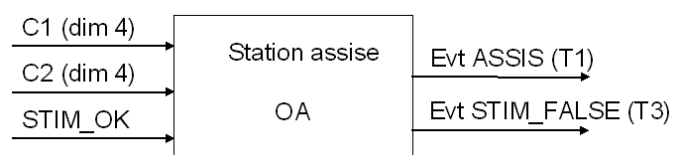


Capteur tibia



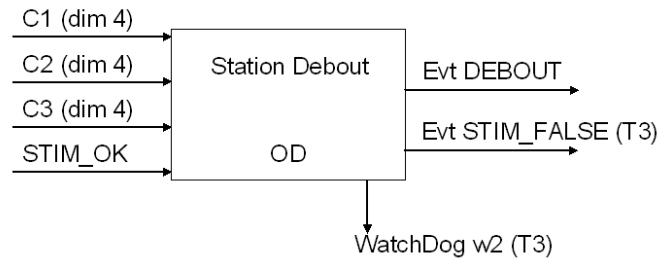
B.5.3 Observateurs

Observateur de station assise

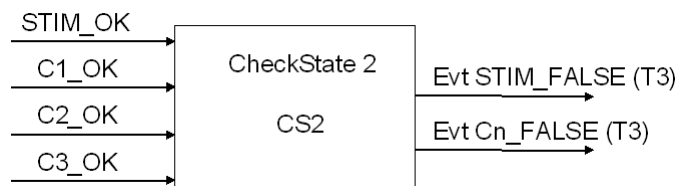
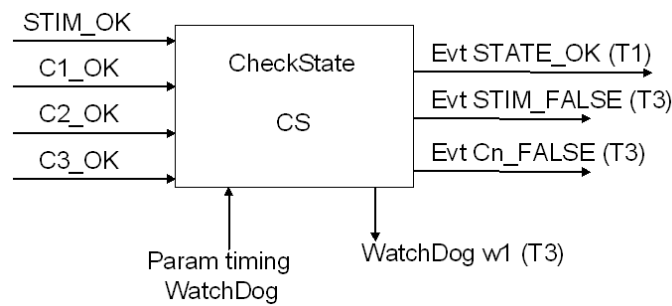




Observateur de station debout



Observateurs de vérification d'état

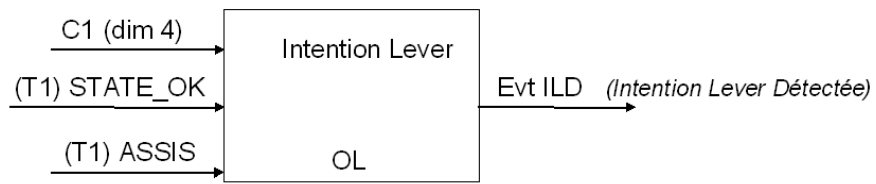


Observateur de détection d'intention du lever de chaise

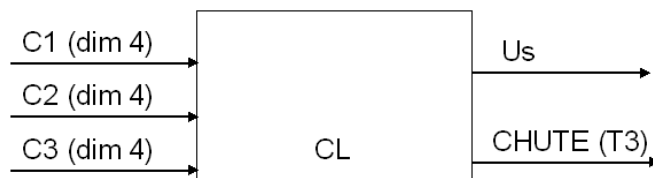
B.5.4 Contrôleurs

Contrôleur d'attente du lever

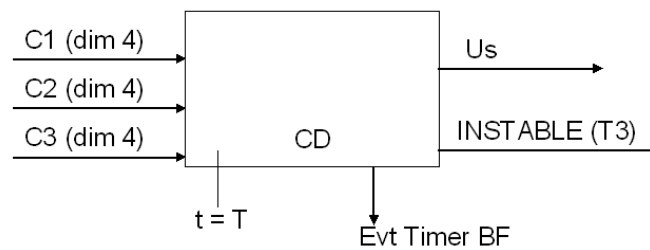
Ce contrôleur n'est pas fonctionnel.



Contrôleur du lever



Contrôleur de la station debout



B.6 Trois tâches de commande



B.6.1 Tâche ATTENTE_LEVER

Modules actifs : RC1, RC2, RC3, CA, OA, OL, CS

Conditions externes : SWITCH

Post-conditions : ILD

T1 : STATE_OK, ASSIS

T3 :

- Au
- STIM_OK "faux"
- WatchDog w1 surveillant le passage à "vrai" de toutes les T1 (dans CS)
- Cn_OK "faux"

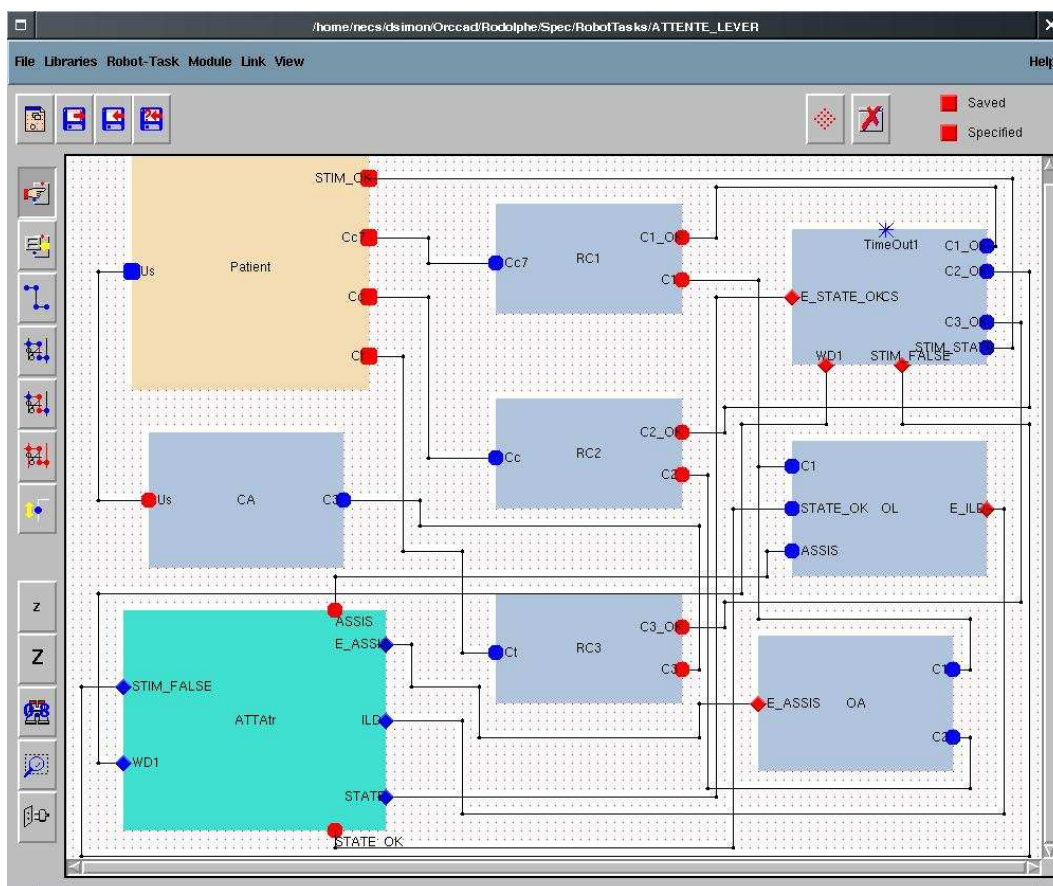


FIG. B.1 – Capture d'écran de l'environnement de développement ORCAD lors de la description de la tâche ATTENTE_LEVER



B.6.2 Tâche LEVER

Modules actifs : RC1, RC2, RC3, CL, OD, CS2

Pré-conditions : ILD

Post-conditions : DEBOUT

T3 :

- Au
- STATE_OK "faux"
- WatchDog w2 sur DEBOUT (dans OD)

B.6.3 Tâche STATION_DEBOUT

Modules actifs : RC1, RC2, RC3, CD, CS2

Pré-conditions : DEBOUT

Post-conditions : Timer ($t = T$) \Leftrightarrow bonne fin.

T3 :

- Au
- STATE_OK "faux"
- INSTABLE

B.7 Procedure

ATTENTE_LEVER;

LEVER;

STATION_DEBOUT

B.7.1 Code ESTEREL

Le code ESTEREL suivant est la partie visible du code ESTEREL correspondant à la spécification d'assemblage des vues abstraites des tâches robots :

```
await Userstart;
abort
[
  % Component ATTENTE_LEVER
  [
```

```

% call ATTENTE_LEVER_fileparameter()(?ATTENTE_LEVER_Start, "filename");
%%% BEWARE Task parametrized => SET value to: - TimeOut1
call ATTENTE_LEVER_parameter()(?ATTENTE_LEVER_Start, "TimeOut1");
call ATTENTE_LEVER_controler()(?ATTENTE_LEVER_Start);
emit START_ATTENTE_LEVER;
await
    case BF_ATTENTE_LEVER

        case T3_ATTENTE_LEVER do exit T3_controle_LEVER_DE_CHAISE
    end await
end await
]
]
;
[
% Component LEVER
[
% call LEVER_fileparameter()(?LEVER_Start, "filename");
%%% BEWARE Task parametrized => SET value to: - TimeOut1 - TimeOut2
call LEVER_parameter()(?LEVER_Start, "TimeOut1", "TimeOut2");
call LEVER_controler()(?LEVER_Start);
emit START_LEVER;
await
    case BF_LEVER

        case T3_LEVER do exit T3_controle_LEVER_DE_CHAISE
    end await
end await
]
]
;
[
% Component STATION
[
% call STATION_fileparameter()(?STATION_Start, "filename");
%%% BEWARE Task parametrized => SET value to: - TimeOut1 - TMAX
call STATION_parameter()(?STATION_Start, "TimeOut1", "TMAX");
call STATION_controler()(?STATION_Start);
emit START_STATION;

```



```
    await
      case BF_STATION

        case T3_STATION do exit T3_controle_LEVER_DE_CHAISE
        end await
      ]
    ]
  when Au; emit T3_STATION
```


Annexe C

Un générateur universel de Patatoïde

Cette annexe présente un générateur universel de patatoïde, et est tirée de la zéroième édition, parue en 2005, du RAFT (Review of April Fool's day Transactions. Le lecteur pourra se référer à (Héliot et Zimmermann, 2007) concernant la dernière édition en date). Par souci de fidélité au document original, nous avons préféré en présenter ici une réimpression (en anglais) plutôt qu'une réédition traduite.

A General Purpose Patatoid Generator

Theory and Applications

R. Héliot *

* INRIA Rhône Alpes, 655 av. de l'europe, 38334 Saint Ismier Cedex. Email: rodolphe.heliot@inrialpes.fr

Abstract—As there is a constant need in the scientific community, we present in this paper a non-particular figure generator, used on a SF-AMPG method. The shapes which are built with this algorithm are convenient for most applications.

I. INTRODUCTION

People writing articles, often explaining general (non-articular) situations, always face a lack of figures with non-articular shapes, i.e. which are **not** either a perfect square, a triangle, circle or ellipse... We focus here on the issue of drawing a perfect non-particular smooth figure (not a polygon), trying to provide with results that would not look like an ellipse.

We propose a method to solve this problem : after reviewing some theoretical points (section II), we propose an implementation (section III), and finally present some results (section IV). This will be followed by a discussion (section V).

II. THEORY

We decided to use a spline-based approach ; for a complete view of splines theory, one can read [1]. The algorithm, called SF-AMPG (which stands for Shape Free - Anchoring model Patatoid Generator), works as follows :

- 1) We first define a rectangular bounding box for the figure, and chose one random point on each side, called **anchoring point**,
- 2) then, we compute the four lengths between these four anchoring points and place a fifth anchoring point on the longest segment,
- 3) Finally, we build a spline curve crossing these five anchoring points.

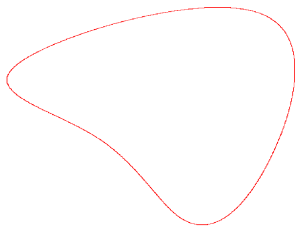


Fig. 1. Example of shape given by the SF-AMPG

III. IMPLEMENTATION

We implemented this algorithm with Scilab¹, a free scientific software package. We report script code for open distribution.

```
// user defines bounding box
largeur=input('Patatoid width ?');
hauteur=input('Patatoid height ?');

// random choice of 4 anchoring points
Rand = rand(1,5);
Rand(5) = 0.5+0.2*(Rand(5)-0.5);
x = [Rand(1)*largeur, largeur, Rand(2)*largeur, 0];
y = [0, Rand(3)*hauteur, hauteur, Rand(4)*hauteur];

// computation of the fifth anchoring point
for i=1:4
    dist(i)=sqrt( (x(modulo(i,4)+1)-x(i))^2 +
                  (y(modulo(i,4)+1)-y(i))^2 );
end
[m,index]=max(dist);

// creation of base vectors
xmored = x(index)*Rand(5)+x(modulo(index,4)+1)*(1-Rand(5));
ymored = y(index)*Rand(5)+y(modulo(index,4)+1)*(1-Rand(5));
xnew = [x(1:index), xmored, x(index+1:length(x)), x(1)];
ynew = [y(1:index), ymored, y(index+1:length(y)), y(1)];
t = 1:length(xnew);
der(1)=0;
der(2)=der(1);

// periodic cubic spline interpolation
xx=linspace(1,length(xnew),10000);
xi = interp(xx, t, xnew, splin(t, xnew, "periodic"));
yi = interp(xx, t, ynew, splin(t, ynew, "periodic"));
```

IV. RESULTS

All figures computed by our Patatoid Generator are very convenient for all purposes. We show in fig. 1 an exemple.

V. DISCUSSION

We presented here a Patatoid Generator based on a SF-AMPG algorithm, able to provide with smart non-regular shapes, usefull when dealing with a general case (instead of a particular figure). This idea could be extended to many other similar generators : there is also an important need for unspecified triangles.

The author would like to thank all people that motivated these works, and especially S. Chareyron for her initial impulse.

REFERENCES

- [1] Bartels, Beatty, and Barsky "An Introduction to Splines for Use in Computer Graphics and Geometric Modelling" published by Morgan Kaufman, Los Altos, CA, 1987.

¹The Scilab Consortium; www.scilab.org

Résumé

Ces travaux s'inscrivent dans le cadre de la restauration fonctionnelle du mouvement des membres inférieurs. Plus précisément, nous nous intéressons au problème de la cohabitation entre les mouvements volontaires et les mouvements contrôlés artificiellement par des techniques telles que l'électro-stimulation fonctionnelle. Nous proposons dans cette thèse d'observer le mouvement des membres valides à l'aide de micro-capteurs embarqués pour améliorer le contrôle des membres déficients chez les patients handicapés. Deux niveaux de coordination sont introduits : un niveau stratégique, où l'on cherche à identifier au plus tôt le mouvement que le patient souhaite effectuer, et un niveau tactique, où l'on cherche à estimer des paramètres du mouvement en cours de réalisation. Notamment, pour assurer la coordination des deux jambes durant la marche, le concept de CPG (Central Pattern Generator) est introduit, et nous proposons une méthode robuste de détection de phase basée sur l'observateur d'un oscillateur non-linéaire. Ce cadre de travail mélange des comportements discrets et continus, et implique la mise en place d'une architecture de commande hybride permettant l'intégration de ces deux aspects. Deux contraintes fortes sont la réduction du nombre de capteurs, et la faible complexité des algorithmes. Les solutions proposées font appel à des modèles des mouvements observés, et ont été validées par des expérimentations temps-réel.

Abstract

When controlling postural movements through artificial prosthetic limbs or Functional Electrical Stimulation, an important issue is the enhancement of the interaction of the patient with the artificial system through his valid limb motions. We address the problem of the coexistence of voluntary controlled with artificially controlled movements. We propose to observe the valid limbs through movement sensors in order to optimize the interaction at two levels : a strategic level, where we aim at identifying as soon as possible the postural task the patient intends to execute, and a tactic level, where we aim at monitoring the ongoing task in order to estimate some movement parameters. Particularly, to ensure legs coordination during walking, the CPG (Central Pattern Generator) concept is introduced, and we propose a robust phase estimation method based on the observer of a non-linear oscillator. This framework mixes discrete and continuous behaviors ; this duality raises some integration issues and implies to setup a hybrid command architecture. Two additional constraints are the required number of sensors, as well as the complexity of the algorithms, that both have to be kept as low as possible. The proposed solutions are based on movement models, and have been validated through real time experiments.