HAL open science

Téléchirurgie robotisée au contact d'organes mobiles

Mathieu Joinie-Maurin

To cite this version:

Mathieu Joinie-Maurin. Téléchirurgie robotisée au contact d'organes mobiles. Médecine humaine et pathologie. Université de Strasbourg, 2012. Français. NNT : 2012STRAD017 . tel-00746479

HAL Id: tel-00746479

https://theses.hal.science/tel-00746479v1

Submitted on 29 Oct 2012

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.

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

École Doctorale MSII

[Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection UMR UdS-CNRS 7005]

THÈSE présentée par :

Mathieu JOINIÉ-MAURIN

soutenue le : 9 février 2012

pour obtenir le grade de : Docteur de l'université de Strasbourg

Discipline : Signal, Image, Automatique et Robotique

Spécialité : Robotique

Téléchirurgie robotisée au contact d'organes mobiles

Membres du jury :

Directeur de Thèse	:	Jacques Gangloff, Professeur, Université de Strasbourg
Rapporteur Externe	:	Jean-Yves Fourquet, Professeur, ENIT Tarbes
Rapporteur Externe, Président du jury	:	Philippe Poignet, Professeur, Université de Montpellier II
Examinateur	:	Nicolas Marchand, Chargé de Recherche, CNRS
Examinateur	:	Bernard Bayle, Professeur, Université de Strasbourg

Remerciements

Tout d'abord je souhaite remercier les membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail de thèse.

Je tiens à remercier la région Alsace ainsi que le CNRS pour avoir financer la plus grande partie de ce travail.

En plus de m'avoir accueilli au sein de l'équipe AVR, je souhaite remercier Michel qui m'a permis de terminer la thèse dans de bonnes conditions.

Je souhaite également remercier Bernard et Jacques pour m'avoir guidé et aidé tout au long de ce travail. Leurs impressionnantes connaissances et compétences m'ont été d'une aide précieuse aux moments les plus critiques. Sur le plan humain, je les remercie chaleureusement pour avoir toujours réussi à me motiver et avoir fait l'effort d'écouter mes doutes et mes attentes.

Je remercie également tous les membres de l'équipe AVR aux qualités très nombreuses et plus particulièrement Laurent qui m'a transmis beaucoup de compétences techniques dès mon arrivée en stage de Master. De même, je rajouterai une petite mention à Lucile et Julien pour leur soutien de « dernière minute » dans l'atelier mécanique.

Toutes ces années n'auraient pas été aussi agréable sans la présence de Bérengère, ma « coloc » de bureau, avec qui nous avons partagé la même gourmandise pour les bonbons Haribo.

Je remercie également tous les jongleurs strasbourgeois et l'association Tapirroulant pour leur accueil à Strasbourg, leur joie de vivre et le temps passé à s'échanger des massues. Je n'oublie pas mes colocataires (Betty, Pierre, Andrea, Anne, Céline et Emilie) des « Malteurs » avec qui j'ai passé de super moments même si cela n'a pas toujours été facile pour eux : merci ! Je souhaite également dire merci à ma famille qui est venue me voir à de multiples reprises à Strasbourg malgré la distance et (surtout) le froid. Je rajoute un petit mot à ma belle famille qui a su nous soulager un peu au dernier moment et notamment ma belle-mère Ulli qui a joué à la nounou pendant la soutenance de thèse.

Je remercie Elouan, notre fils, né juste avant la fin de cette thèse et qui a été adorable avec nous lors de ses premiers mois de vie.

Enfin je ne remercierai jamais assez Andrea, qui est venue en France pour cette aventure, qui a toujours eu confiance en moi et surtout qui est restée très patiente et compréhensive tout au long de ces années. Merci à toi !

Résumé

Le geste médical assisté par ordinateur en salle d'opération n'a pas cessé de progresser lors de la dernière décennie. Ce phénomène est lié à l'évolution des techniques de chirurgie et notamment à l'apparition des techniques dites mini-invasives. Cette pratique bien que révolutionnaire car elle permet de diminuer les risques d'infection a introduit de nombreux problèmes. En effet, le chirurgien est limité dans ses gestes à cause de la restriction de mouvement imposée par les trocarts. De ce fait, la communauté robotique s'est assez rapidement intéressée aux problématiques des chirurgiens afin de développer des dispositifs robotisés adaptés. Un des grands thèmes étudié est celui de la téléopération. Cette dernière consiste à utiliser deux dispositifs robotisés communément appelés : maître et esclave. Dans le contexte médical, le robot maître est manœuvré par le chirurgien et le robot esclave est au contact de l'organe à opérer. La première génération de ces systèmes ne permettait pas au chirurgien de ressentir les efforts qu'il exerçait sur les organes du patient. Une deuxième génération de dispositifs est apparue en introduisant le retour d'efforts. Au delà des problèmes de stabilité et de commande rencontrés, de tels systèmes permettent de réduire les imperfections du geste humain ou d'en augmenter les capacités. Une des gênes constatées par les chirurgiens lors de l'utilisation de tels systèmes est le mouvement physiologique des organes à opérer.

Cette thèse s'est principalement focalisée sur le thème de la compensation des mouvements physiologiques dans le cadre de la téléopération avec retour d'efforts. L'objectif étant de démontrer qu'il est possible pour le chirurgien de téléopérer un organe soumis à des mouvements physiologiques, et notamment le mouvement respiratoire, sans qu'il ne ressente cette perturbation.

Dans un premier temps, le choix du schéma de téléopération est important. Il en existe de nombreux dans la littérature. Pour des raisons de simplicité, un schéma deux canaux a été utilisé. C'est-à-dire qu'une information transite du maître vers l'esclave et une autre de l'esclave vers le maître. Il existe ainsi quatre possibilités. Dans notre cas, nous désirons réaliser une tâche de l'espace libre vers l'espace au contact ainsi que rejeter une perturbation en effort. La solution retenue est donc celle du type force-position où l'esclave envoie une force et le maître renvoie une position.

Dans un second temps, le choix de la commande est justifié. En effet, il a été démontré que le problème du contrôle d'un mécanisme au contact engendrait une

baisse de sa bande passante si on le comparait à sa bande passante dans l'espace libre. Or les robots de téléopération médicaux se caractérisent souvent par des bandes passantes faibles en raison de l'utilisation de moteurs à faible couple. Beaucoup d'études se sont alors concentrées sur la prédiction des mouvements physiologiques. Certaines réalisations au contraire ne font aucune hypothèse. Dans le cas des mouvements respiratoires, que nous considérons au sein de cette thèse, des hypothèses différentes sont émises selon l'application envisagée. Dans le cas de la chirurgie téléopérée, l'usage d'un respirateur est supposé. De ce fait, l'hypothèse que le mouvement respiratoire est une perturbation périodique de fréquence connue est considérée. Précédemment, un contrôleur prédictif incluant un modèle répétitif (R-GPC) de la perturbation a déjà été utilisé mais dans le cadre d'une consigne connue à l'avance et dans le contexte d'une tâche en position plutôt qu'en effort. Cette loi de commande a l'avantage de découpler la consigne du rejet de perturbation ce qui est un élément non négligeable pour l'insertion dans un schéma de téléopération. Des simulations ont été réalisées avec ce contrôleur R-GPC. Afin de comparer ce contrôleur plutôt complexe, un contrôleur à modèle interne (IMC) optimisé pour le rejet de perturbation périodique a été testé. L'avantage principal de ce correcteur est qu'il est beaucoup plus simple à implémenter et donc il est plus aisé de garantir une sécurité de fonctionnement.

La validation de ces simulations s'effectue sur deux dispositifs à un degré de liberté. Le principe de ces deux interfaces est de n'être constitué que de liaisons pivots alors que leur organe terminal doit décrire une trajectoire rectiligne. L'avantage de telles liaisons par rapport aux liaisons prismatiques est qu'elles offrent un frottement moindre, élément important pour la réalisation d'interfaces haptiques. L'expérience a été réalisée à l'aide d'un moteur linéaire Linmot relié à un ressort destiné à simuler le mouvement périodique de la respiration. La perturbation simulée a été testée avec plusieurs fréquences de base afin de mettre en défaut l'ensemble des contrôleurs testés en terme de performance de rejet. Des disparités ont été relevées entre les différents correcteurs, et c'est le contrôleur R-GPC qui a permis de rejeter la perturbation avec la plus haute fréquence. De même, il a été démontré que le contrôleur R-GPC se comportait mieux que les autres correcteurs en présence d'une perturbation présentant de hautes harmoniques. L'IMC offre des performances satisfaisantes mais néanmoins en dessous du contrôleur R-GPC. Il présente une bonne alternative dans le cas des mécanismes avec une bande passante plus élevée.

Une fois la compensation d'effort validée, une méthode a été proposée pour réaliser une transition entre l'espace libre et l'espace au contact. A cause de l'ordre élevé du contrôleur proposé, il n'est pas évident de basculer d'un contrôleur à l'autre. La solution choisie consiste à faire fonctionner deux contrôleurs (un du modèle dans l'espace libre et un du modèle de l'espace au contact) en parallèle et de réaliser une transition douce lorsque le changement d'environnement est détecté. La décision est basée sur la mesure d'effort.

Les résultats obtenus ont montré qu'il était possible de rejeter la perturbation

périodique en effort rencontrée lors d'une téléopération. Ils démontrent ainsi la faisabilité d'un système de téléopération permettant de rejeter les perturbations induites par un mouvement respiratoire. Grâce à cela, le chirurgien a l'impression de manipuler un organe immobile alors que celui-ci est soumis à un mouvement physiologique périodique.

Mots clés : Robotique médicale, compensation, mouvement physiologique, mouvement respiratoire, téléopération, téléchirurgie, correcteur répétitif, haptique, basculement de correcteurs, R-GPC, IMC

Abstract

Computer aided medical gesture kept increasing during the last decade. This phenomenon is linked to the evolution of surgical technique and specially the use of minimally invasive surgery. This revolutionary technique allows reducing infection risks but introduces new problems. Indeed, the surgeon has limited motion capability because the use of trocars. Therefore, robotics community interest has kept growing in order to develop specific robotized devices. One of the most current studied topics is teleoperation in which two robots are used : the master and the slave. In a medical context, the master robot is manipulated by the surgeon and the slave robot is in contact with the operated organ. The first generation of those systems did not allow the surgeon to feel how much force he applies on the patient. Then with the second generation, force-feedback was introduced. Even if this technique introduces new problems such as control and stability, it also allows medical gesture improvements. One commonly cited problem is the physiological motion of organs for example.

This thesis mainly focuses on the subject of physiological motion compensation in the context of medical force feedback teleoperation. The aim is to prove that the surgeon is able to teleoperate an organ submitted to a physiological motion, and especially respiratory motion, without feeling this disturbance.

First of all, the choice of the teleoperation scheme is important. In the literature, many can be found. To simplify this study, a two communication channel scheme has been chosen. This means that only one information is sent from the master to the slave and another one from the slave to the master. In order to fulfill a task in the free space and in contact with the environment, and to compensate a force disturbance, the force-position scheme is selected. In this case, the slave sends force information and the master sends back position information.

Then, the choice of the control method is justified. Indeed, it has been proved that the bandwidth of a mechanical system while in contact was lower than in free space. Moreover, medical robots used for minimally invasive surgery are usually composed of low torque motors and therefore have low bandwidth. A lot of studies focused on the prediction of the physiological motion while on the other side some studies do not make any assumptions. In the case of respiratory motion, on which this thesis focuses, many assumptions can be made depending on the context. In teleoperated surgery, the use of a breathing respirator is assumed. Therefore, the respiratory motion can be considered as a periodical disturbance of known frequency.

Previously, a predictive controller with a repetitive model of the disturbance (R-GPC) has been evaluated but in the context of known in advance trajectory and in a free space task. This control law has the advantage to dissociate the reference tracking from the disturbance compensation which is interesting in a teleoperation scheme. Simulations have been computed with this R-GPC controller. In order to compare this rather complex controller, an internal model controller (IMC) optimized for a periodical disturbance has also been implemented. The main advantage of this controller is its simplicity which allows a rather high running security.

Simulations have been validated with two one degree of freedom devices. The specificity of these devices is that they are only made of revolute joints while their end effector describes a linear trajectory. The advantage of such joints compared to prismatic joints is their lower friction which is fundamental for a haptic device. The experiment has been carried out with the help of a Linmot linear motor and a spring in order to simulate the physiological motion of a pig liver. The simulated disturbance has been tested with different frequencies in order to compare the compensation performances of both controllers. The R-GPC controller works at a higher frequency than the IMC controller. Besides, the R-GPC controller has a better behavior when compensating a disturbance with high harmonics. The IMC controller offers satisfactory results but remains mostly below R-GPC performances. Nevertheless, it is an excellent choice for systems with a higher bandpass. Once the compensation of physiological motion has been validated, a method has been proposed in order to achieve a transition between the free space and the environment. Because of the high order of the controllers, it is not obvious to switch from one controller to another. The chosen solution consists in running simultaneously two controllers (one from free space and one when in contact with the environment) and to carry out a smooth transition when the contact is detected. The threshold is based on the force measurement.

The obtained results proved that compensating a physiological motion during a force feedback teleoperation is achievable. Those results also demonstrate the feasibility of a teleoperation system in order to compensate physiological motion. Thanks to it, the surgeon has the feeling to manipulate a motionless organ whereas it is submitted to a periodical physiological motion.

Keywords : Medical robotics, compensation, physiological motion, respiratory motion, teleoperation, telesurgery, repetitive control, haptics, control switching, R-GPC, IMC

Table des matières

Introduction **1**

1 Problématique **5**
1.1 Gestes Médicaux Assistés par Ordinateur 6
1.1.1 Les différents types de chirurgie 6
1.1.2 Outils d'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux 8
1.2 Médecine et téléopération 9
1.2.1 Intérêt de la téléopération en chirurgie 11
1.2.2 Le cas des systèmes de téléopération unilatéraux 13
1.2.3 Vers la nécessité d'un retour haptique 14
1.2.4 La téléopération bilatérale 15
1.3 Le problème des mouvements physiologiques 18
1.3.1 Les limites humaines 18
1.3.2 Une première solution : la technique de « gating » 19
1.3.3 L'émergence des solutions robotisées 20
1.4 Cas de la téléopération avec une perturbation périodique non compensée 23
1.4.1 Les différents schémas de téléopération 23
1.4.2 Introduction des modèles 24
1.4.3 Schéma Force-Position modifié 26
1.4.4 Influence de la perturbation 29

2 Rejet de perturbations périodiques **33**
2.1 Introduction 34
2.1.1 Analyse du modèle à commander 34
2.1.2 Principe des simulations 37
2.1.3 Les limites des techniques de commande élémentaires 37
2.1.4 Les grandes familles de correcteurs 40
2.2 Correcteur R-GPC 42
2.2.1 Principe du GPC 42
2.2.2 Calcul de la solution optimale 44
2.2.3 Simulation du correcteur GPC 47
2.2.4 Amélioration du GPC 47
2.2.5 Simulation du correcteur R-GPC décomposé 51

2.3 Correcteur IMC optimisé 54
2.3.1 Principe de l'IMC 54
2.3.2 Implémentation et simulation du correcteur IMC 56
2.3.3 Optimisation de l'IMC pour le rejet de perturbations périodiques 56
2.4 Discussion 61
2.4.1 Performances 61
2.4.2 Robustesse 63
2.5 Conclusion 64

3 Téléopération au contact d'un environnement mobile 67
3.1 Présentation de l'expérience 68
3.1.1 Choix technologiques 68
3.1.2 Interface maître 69
3.1.3 Interface esclave 71
3.1.4 L'environnement 73
3.1.5 Capteurs et technologie 74
3.2 Résultats en téléopération 74
3.2.1 Schémas de téléopération 74
3.2.2 Définition du mouvement utilisateur de référence 76
3.2.3 Comparaison avec une perturbation basse fréquence 78
3.2.4 Evolution des performances lors de l'augmentation de la fréquence de la perturbation 83
3.3 Discussion des résultats 87
3.4 Conclusion 90

4 Transition de l'espace libre au contact 91
4.1 Présentation du problème et intérêt 92
4.1.1 Décomposition des commandes des deux correcteurs 92
4.1.2 Notations 95
4.2 Solution en l'absence de perturbation 97
4.2.1 Basculement du correcteur 97
4.2.2 Déclenchement du basculement 98
4.3 Cas d'une perturbation 102
4.3.1 Problème rencontré 102
4.3.2 Solution proposée 104
4.3.3 Amélioration des performances pour la compensation 106
4.4 Conclusion 107

Conclusion et perspectives 108

A Mécanismes approximant une ligne droite 113
A.1 Les solutions possibles 113
A.2 Performances des mécanismes en ligne droite 115

A.3 Sélection du mécanisme 117
A.4 Modélisation et identification du système 118
A.4.1 Modélisation 118

Bibliographie **123**

Introduction

Les gestes médicaux assistés par ordinateur n'ont pas cessé de progresser lors des dernières décennies. Ce phénomène est lié à l'évolution des techniques de chirurgie. En effet, en parallèle de la chirurgie traditionnelle, des techniques mini-invasives sont apparues. L'une des formes de chirurgie mini-invasive les plus pratiquées est la chirurgie laparoscopique. Elle consiste à insérer deux ou trois trocarts à travers la peau du patient pour positionner des outils dans l'abdomen, afin d'atteindre et de manipuler la zone désirée. La vision indirecte de la scène est alors obtenue à l'aide d'un endoscope. Cette pratique permettant notamment de diminuer les risques d'infection introduit de nouveaux problèmes. En particulier, le chirurgien est limité dans ses gestes à cause de la restriction de mouvement imposée par les trocarts et la vision 2D. La communauté robotique s'est assez rapidement intéressée à ces problématiques afin de développer des dispositifs robotisés plus performants et ergonomiques.

Un des grands thèmes associé à la chirurgie robotisée est celui de la téléopération. Elle consiste à utiliser deux dispositifs robotisés, maître et esclave. Dans le contexte médical, le robot maître est manipulé par le praticien et le robot esclave est au contact de l'organe à opérer. Les deux robots communiquent entre eux au moyen de canaux de communication. Dans leur première génération, les systèmes de téléopération étaient unilatéraux, c'est-à-dire que seulement un sens de communication était possible, du maître vers l'esclave. C'est le cas du robot da Vinci [Surgical 08], dont plus de 1800 exemplaires sont utilisés dans le monde. L'inconvénient majeur de cette technologie est qu'elle ne permet pas au chirurgien de ressentir les efforts qu'il exerce sur les organes du patient. Aussi, une deuxième génération de systèmes de téléopération s'est développée. Il s'agit des systèmes bilatéraux, qui restituent la sensation d'effort au chirurgien. Ils introduisent cependant de nouveaux problèmes, notamment de commande et de stabilité.

L'avantage des systèmes de téléopération est de réduire les imperfections des gestes humains et d'augmenter les capacités de l'opérateur en autorisant par exemple la démultiplication du mouvement ou le filtrage des tremblements. Dans cette thèse, nous nous sommes focalisés sur une nouvelle fonctionnalité pour la télémanipulation : la compensation des mouvements physiologiques. L'objectif est de permettre aux chirurgiens de téléopérer un organe soumis à des mouvements physiologiques comme la respiration, sans qu'il ne ressente cette perturbation. En cela, le présent travail

fait suite aux études réalisées au laboratoire pour la compensation de mouvements physiologiques par asservissement visuel [Ginhoux 03, Cuvillon 06, Ott 09]. Il s'en distingue car ici l'accent est mis sur l'interaction avec les organes et le retour d'effort.

Pour compenser les mouvements en téléopération bilatérale, le choix du schéma de commande est important. Dans notre cas, nous désirons réaliser une tâche de l'espace libre vers l'espace au contact. Il nous a donc paru important de privilégier un contrôle en position du dispositif esclave, le maître transmettant à l'esclave sa position. Pour travailler au contact et restituer une force, il nous a semblé naturel également de renvoyer une force de l'esclave vers le maître. Ceci est d'autant plus vrai que pour rejeter une perturbation en effort l'esclave va devoir se déplacer. Le mouvement engendré par le rejet de perturbation va donc se retrouver dans l'information de position. Il n'est bien sûr pas souhaitable de renvoyer cette information vers le maître. Un schéma de type force-position a donc été choisi. Il évite de filtrer l'information de retour et n'introduit pas de délai, source d'instabilité dans la boucle du système de téléopération. De plus, ce schéma est utilisable à la fois en espace libre et au contact, ce qui rend plus facile la transition entre les deux.

Il a été démontré que le contrôle d'un mécanisme au contact engendrait une baisse de sa bande passante en comparaison avec sa bande passante dans l'espace libre. Or les robots médicaux se caractérisent souvent par des bandes passantes faibles, car ils sont le plus souvent équipés de moteurs à faible couple pour limiter le poids et augmenter la sécurité. De manière à s'adapter à une bande passante limitée, beaucoup d'études se sont concentrées sur la prédiction des mouvements physiologiques (cardiaques et respiratoires). Une grande partie de ces algorithmes considèrent que le mouvement est quasi-périodique et utilisent les données mesurées aux cycles précédents pour prédire la commande au cycle suivant [Bebek 06, Ginhoux 03, Yuen 08]. Dans le contexte chirurgical, l'usage d'un respirateur mécanique fait que le mouvement respiratoire est une perturbation périodique de fréquence connue. Des travaux récents [Cagneau 07] ont utilisé un correcteur par apprentissage itératif pour appliquer une consigne en effort constante sur un organe soumis au mouvement respiratoire. Le problème avec cette solution est qu'elle nécessite à chaque changement de consigne un temps d'apprentissage relativement long de plusieurs cycles.

Précédemment, un correcteur prédictif incluant un modèle répétitif de la perturbation a été utilisé dans le contexte d'une tâche en position sans retour d'effort [Ginhoux 03]. Cette loi de commande a l'avantage de découpler la consigne du rejet de perturbation, ce qui est décisif pour la téléopération. En effet, la commande a deux objectifs : suivre les consignes du chirurgien envoyées par le robot maître et rejeter automatiquement les perturbations engendrées par les mouvements physiologiques. Une alternative à ce correcteur plutôt complexe a été étudiée. Il s'agit d'un correcteur à modèle interne (IMC) optimisé pour le rejet de perturbation périodique [Lu 10]. L'avantage principal de ce dernier est qu'il est beaucoup plus simple à implémenter et donc qu'il est potentiellement plus facilement certifiable dans l'objectif d'une industrialisation. C'est l'adaptation de ces deux correcteurs aux procédures

de télémanipulation qui constitue la contribution principale de cette thèse. La validation de ces travaux s'est effectuée sur deux dispositifs à un degré de liberté qui ont été réalisés spécifiquement. Le principe de ces deux interfaces est de n'être constituées que de liaisons pivots alors que leur organe terminal doit décrire une trajectoire rectiligne, offrant ainsi un frottement moindre, ce qui est important pour la transparence du système de téléopération.

Le rejet de la perturbation a été évaluée en simulation avec plusieurs fréquences fondamentales, afin de mettre en défaut les correcteurs élémentaires. Les différences entre les correcteurs dédiés à la compensation de perturbation ont été analysées. En particulier, nous avons montré que c'est le correcteur R-GPC qui permet de rejeter la perturbation de plus haute fréquence. En comparaison, le correcteur IMC offre des performances moindres, quoique satisfaisantes dans certaines gammes de fréquence. Les résultats ont été mis en évidence expérimentalement.

Une fois la compensation d'effort validée, une méthode a été proposée pour réaliser la transition entre espace libre et contact, ce qui constitue un problème délicat. Dans le cas de la téléopération en chirurgie, le passage d'un environnement à l'autre est courant. Cependant à cause de l'ordre élevé du correcteur proposé, il n'est pas facile de basculer directement d'un correcteur à l'autre de manière stable. La solution choisie consiste à faire fonctionner deux correcteurs simultanément, l'un utilisant le modèle dans l'espace libre et l'autre le modèle au contact. Une transition douce est alors calculée lorsque le changement d'environnement est détecté, la décision étant basée sur la mesure d'effort.

Plan du mémoire

Le **premier chapitre** introduit le contexte médical dans lequel se situe ce travail et les évolutions technologiques qui ont amené la communauté robotique à s'intéresser à la compensation de mouvements physiologiques dans le cadre de la chirurgie téléopérée. Un état de l'Art des solutions destinées au rejet des mouvements physiologiques y est présenté. Après avoir justifié le choix du schéma de téléopération utilisé, un exemple met en évidence le problème rencontré au cours d'un geste téléopéré avec retour d'effort en l'absence de compensation du mouvement physiologique.

Le **deuxième chapitre** présente les solutions de commande envisagées pour mettre en place le rejet du mouvement physiologique, supposé périodique, à l'image de la respiration. Les correcteurs R-GPC et IMC y sont détaillés et leur utilisation simulée.

La mise en œuvre du principe de compensation en téléopération bilatérale ainsi que sa validation expérimentale sont présentées dans le **troisième chapitre**. Les interfaces haptiques conçues spécifiquement pour réaliser le système de téléopération sont décrites. Les résultats obtenus avec les différents correcteurs sont comparés, mettant en évidence les plages d'utilisation des différentes techniques.

Enfin, dans le **quatrième chapitre**, une solution est proposée afin de permettre une transition stable et peu perceptible pour l'utilisateur de l'espace libre vers le

contact. Les résultats expérimentaux associés y sont présentés.

Publications et communications

Ces travaux ont donné lieu aux publications et communications suivantes :

1. B. Bayle, M. Joinié-Maurin, L. Barbé, J. Gangloff, M. de Mathelin. Chapitre *Robot interaction control in medicine and surgery. Open problems and recent results*. In Computational Surgery, sous la direction de M. Garbey, Springer (à paraître).
2. M. Joinié-Maurin, B. Bayle, J. Gangloff. *Force feedback teleoperation with periodical disturbance compensation*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4828-4833, Shangai (Chine), 2011.
3. M. Joinié-Maurin, L. Barbé, O. Piccin, J. Gangloff et B. Bayle. *Design of a linear haptic display based on approximate straight line mechanisms*. IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems Conference, pages 5048-5053, Taïpei (Taïwan), 2010.
4. M. Joinié-Maurin. *Téléchirurgie robotisée au contact d'organes mobiles*. Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique, 2009.
5. M. Joinié-Maurin, B. Bayle, L. Barbé et J. Gangloff. *Force feedback teleoperation with physiological motion compensation*. IFAC Symposium on Robot Control, Gifu (Japan), 2009.

Chapitre 1

Problématique

Sommaire

1.1 Gestes Médicaux Assistés par Ordinateur 6
1.1.1 Les différents types de chirurgie 6
1.1.2 Outils d'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux . 8
1.2 Médecine et téléopération 9
1.2.1 Intérêt de la téléopération en chirurgie 11
1.2.2 Le cas des systèmes de téléopération unilatéraux 13
1.2.3 Vers la nécessité d'un retour haptique 14
1.2.4 La téléopération bilatérale 15
1.3 Le problème des mouvements physiologiques 18
1.3.1 Les limites humaines 18
1.3.2 Une première solution : la technique de « gating » 19
1.3.3 L'émergence des solutions robotisées 20
1.4 Cas de la téléopération avec une perturbation périodique non compensée 23
1.4.1 Les différents schémas de téléopération 23
1.4.2 Introduction des modèles 24
1.4.3 Schéma Force-Position modifié 26
1.4.4 Influence de la perturbation 29

1.1 Gestes Médicaux Assistés par Ordinateur

1.1.1 Les différents types de chirurgie

Les techniques chirurgicales sont en évolution permanente avec deux préoccupations majeures :

- soulager le patient en diminuant la douleur et en offrant un meilleur rétablissement post-opératoire ainsi qu'une durée d'hospitalisation plus courte ;
- améliorer le geste chirurgical afin d'effectuer des opérations complexes plus facilement, voire rendre accessibles de nouvelles procédures non réalisables jusqu'à présent.

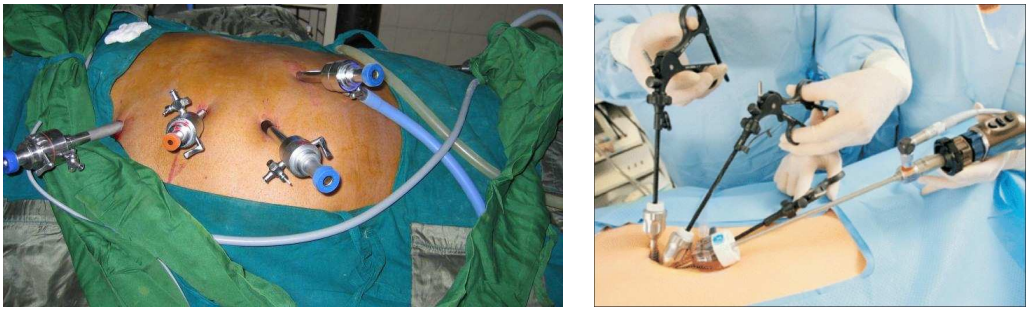
La chirurgie traditionnelle dite « ouverte » où le chirurgien opère en accédant directement aux organes a tendance à être supplantée par une chirurgie dite mini-invasive. Celle-ci, bien plus confortable du point de vue du patient, n'en reste pas moins plus difficile à mettre en œuvre pour le praticien. Le premier objectif de ce type de chirurgie est de minimiser la taille de l'incision au niveau du point d'entrée dans le corps du patient. De ce fait, le premier inconvénient pour le chirurgien est de perdre en accessibilité et en visibilité, rendant l'opération plus complexe. Les techniques de chirurgie mini-invasive sont nombreuses. Elles se caractérisent par différentes approches :

- l'approche endo-laparoscopique classique : cette technique désigne l'utilisation conjointe d'un endoscope, assimilable à un tube optique (figures 1.1.(a) et 1.2.(a)) afin de pouvoir visualiser la zone de travail et les outils placés à l'autre extrémité de corps rigides. L'accès aux organes s'effectue à partir de trocarts qui sont en fait des tubes rigides creux de 5 à 10 mm de diamètre placés sur la peau et la perforant à travers une petite incision. Les outils sont ensuite insérés à travers les trocarts par le chirurgien.

(a) (b)

FIGURE 1.1 – Prototypes d'endoscope utilisés : (a) classique ; (b) avec des canaux pour les outils, Anubis scope®, Karl Storz, Germany [Parag 11].

- l'approche transluminale par voie naturelle (N.O.T.E.S pour Natural Orifices Translumenal Endoscopic Surgery) : cette technique consiste à utiliser des voies naturelles (œsophage, vagin, colon, etc.) afin d'accéder à la zone d'intérêt à travers l'incision d'une paroi interne. Un endoscope flexible est utilisé afin de visualiser les organes et de les manipuler (figure 1.1.(b)). L'endoscope est dirigé par deux molettes et nécessite un opérateur dédié (une main pour le maintien et la translation de l'endoscope et une main pour l'orientation). Les outils éventuels sont manipulés par un ou deux chirurgiens supplémentaires. Cette technique a l'avantage pour le patient d'offrir des temps de rétablissement encore plus courts ainsi qu'aucune cicatrice extérieure.
- l'approche par incision unique (figure 1.2.(b)). Ces dernières années, des prototypes d'endoscopes contenant des canaux permettant d'insérer des outils ont été réalisés. Cette technique dérivée de la technique laparoscopique est apparue après l'approche N.O.T.E.S pour des raisons technologiques. En effet, à ce jour, l'approche N.O.T.E.S a encore de nombreuses difficultés techniques non résolues. L'approche par incision unique utilise la capacité de l'ombilic à se dilater et permet d'insérer un trocart plus volumineux, ce dernier laissant passer les outils et l'endoscope par différents canaux.



(a) (b)

FIGURE 1.2 – Exemple de chirurgie : (a) laparoscopique ; (b) par incision unique.

En parallèle de ces techniques chirurgicales, une autre forme d'intervention mini-invasive s'est développée. Il s'agit de la radiologie interventionnelle. Cette forme de chirurgie consiste à accéder à l'aide d'une aiguille aux tissus cancéreux et à les traiter par un procédé adéquat (radio-fréquence, cryoablation, laser, etc.). Afin de visualiser la zone d'intervention et le chemin pour y accéder, l'imagerie médicale est alors utilisée.

Dans le futur, la chirurgie mini-invasive et la radiologie interventionnelle seront sans doute associées pour offrir de nouvelles possibilités.

1.1.2 Outils d'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux

Ces nouveaux types de chirurgie ont entraîné des besoins croissants de dispositifs d'assistance, à la fois en amont au niveau de l'examen médical et de la préparation de l'opération que pendant l'intervention. Ainsi il existe trois grandes familles de dispositifs [De Mathelin 06] :

- les dispositifs d'acquisition (scanner, IRM, endoscope, etc.) ;
- les dispositifs de traitement de l'information (imagerie médicale, visualisation 3D, planification et navigation dans un environnement virtuel) ;
- les dispositifs d'intervention (réalité augmentée, robots médico-chirurgicaux).

C'est cette dernière catégorie de systèmes que nous allons considérer, celle des robots médico-chirurgicaux.

De nombreux robots ont été développés dans le domaine médical durant les deux dernières décennies. L'un des plus connus et des plus anciens est sûrement le système ROBODOC destiné à la chirurgie orthopédique [Taylor 94, Mittelstadt 96]. Ce système permet, une fois que le chirurgien a préparé l'articulation endommagée, de réaliser l'« usinage » en vue d'une pose de prothèse grâce notamment à une phase de positionnement pré-opératoire (figure 1.3.(a)). Autre exemple en neurochirurgie, le robot Neuromate a été développé pour améliorer les procédures utilisées en chirurgie stéréotaxique [1], en permettant le recalage per-opératoire à l'aide d'images prises en temps-réel [Renishaw 11]. Plus récemment, un robot destiné à prélever de la peau pour la chirurgie réparatrice, où des greffes de peau sont nécessaires, a été développé [Dombre 03]. Alors que le praticien doit exercer un effort allant de 40 N à 100 N pour réussir son prélèvement de peau, le système DERMAROB permet d'assister le contrôle en effort (voir figure 1.3.(b)). Enfin, en ce qui concerne la radiologie

(a) (b)

FIGURE 1.3 – Deux robots médicaux : (a) Robodoc, Curexo ; (b) Dermarob, Lirmm.

1. Une technique qui permet de cibler avec une très haute précision des régions à l'intérieur du cerveau.

interventionnelle pour l'ablation de cellules cancéreuses, le CT-Bot (figure 1.4) a été conçu afin de robotiser l'insertion d'aiguille en se servant de l'imagerie scanner [Maurin 05]. A ce système a été rajoutée une interface maître afin de constituer un système de téléopération destiné à protéger le radiologue lors d'interventions sous rayons X [Barbé 07c]. Bien que non exhaustifs, ces quelques exemples permettent de mieux mesurer la diversité des outils d'assistance robotisée dans la salle d'opération.

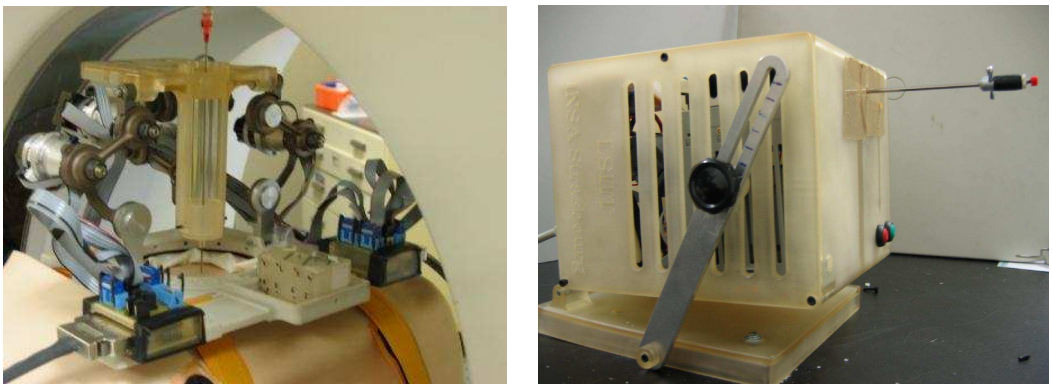


FIGURE 1.4 – Dispositif pour la radiologie interventionnelle : le CT-BOT et son interface de téléopération [Barbé 07a].

Malgré ces nombreux prototypes de robots médico-chirurgicaux, pour des raisons éthiques et de sécurité, aucun robot entièrement autonome n'a jusqu'à présent été conçu dans le but d'effectuer une intervention dans son intégralité sans la supervision du chirurgien. Les robots médicaux sont ainsi conçus de manière à assister le geste du praticien et à laisser ce dernier en garder le contrôle en permanence. De ce fait, la communauté de la robotique médicale s'est focalisée sur les systèmes de téléopération et de co-manipulation qui permettent au chirurgien de contrôler l'ensemble de l'opération tout en apportant des améliorations au geste chirurgical. Dans cette thèse, nous détaillons plus particulièrement les systèmes de téléopération.

1.2 Médecine et téléopération

La téléopération consiste à mettre en relation deux systèmes appelés communément maître et esclave. Le robot maître est manipulé par le chirurgien alors que le robot esclave est au contact de l'environnement, ici l'organe à opérer. Les deux robots échangent des informations à travers un ou plusieurs canaux de communication. Un schéma de principe de télémanipulation maître-esclave est présenté à la figure 1.5. $V_h(s)$, $V_m(s)$, $V_s(s)$ et $V_e(s)$ sont respectivement la vitesse de l'utilisateur, du robot maître, du robot esclave et de l'environnement. $F_h(s)$ et $F_e(s)$ représentent la force appliquée par l'utilisateur au robot maître et la force appliquée par l'environnement sur le robot esclave.

FIGURE 1.5 – Schéma d'un système de téléopération unilatéral.

Historiquement, la téléopération est apparue dans le domaine médical par l'intermédiaire du robot AESOP, commercialisé par la société Computer Motion (figure 1.6). Ce dispositif a été validé par l'administration sanitaire américaine (FDA) en 1994. Ce robot était destiné à faciliter les opérations en chirurgie laparoscopique en manipulant automatiquement à l'aide d'un bras robotisé l'endoscope destiné à visualiser le champ opératoire. Ce bras était commandé par l'intermédiaire d'un ordinateur ou par la voix du chirurgien et permettait donc à ce dernier de se concentrer sur la manipulation de ses outils. Les systèmes de téléopération ont ensuite migré

FIGURE 1.6 – Le robot AESOP destiné à manipuler l'endoscope à la place du chirurgien.

vers un schéma plus classique avec deux systèmes robotisés, maître et esclave, dans le but de manipuler à distance les outils chirurgicaux insérés via le trocart à l'aide de robots. Le premier prototype réalisé a été commercialisé par la société Computer Motion. Il s'agissait du système Zeus (figure 1.7.(a)). En plus d'un bras AESOP portant l'endoscope, le robot esclave comportait deux autres bras supplémentaires destinés à manipuler les outils chirurgicaux. La société Computer Motion fût, peu après la réalisation du Zeus, rachetée par la société Intuitive Surgical qui arrêta le développement du système Zeus au profit de leur système da Vinci (figure 1.7.(b)). Très rapidement, des études sur patients furent menées, qui donnèrent des résultats positifs pour des opérations telles que la prostatectomie radicale et la réparation de la valve mitrale notamment [Carpentier 99, Mohr 01]. A ce jour, le da Vinci est le seul système de téléopération utilisé régulièrement dans les hôpitaux, avec 1840 robots à travers le monde [Guthart 00]. D'autres prototypes avec des objectifs similaires ont été réalisés à la même époque au sein de différentes équipes robotiques

(a) (b)

FIGURE 1.7 – Les systèmes de téléopération : (a) Zeus ; (b) da Vinci.

[Taylor 95, Green 95] mais sans jamais connaître le même succès, notamment commercial.

1.2.1 Intérêt de la téléopération en chirurgie

La téléopération présente divers avantages pour l'assistance à la chirurgie. L'une des applications les plus médiatisées consiste à effectuer une intervention à grande distance et de ce fait permettre d'intervenir dans des situations complexes, comme notamment des milieux hostiles, zones accidentées, espace, milieux sous-marins ou champs de bataille. Dans ce cas-là, il est impossible au chirurgien d'accéder à la scène. Il est alors préférable de laisser un robot y accéder même s'il s'agit encore d'un concept futuriste. A ce jour, dans le domaine médical, seulement quelques expériences de ce genre ont été réalisées. La première a été l'opération Lindbergh [Marescaux 01] réalisée en 2001 par le professeur Marescaux qui a opéré depuis New York une patiente située à Strasbourg, pour une ablation de la vésicule biliaire à l'aide du robot Zeus. Un dispositif similaire a également été utilisé au Canada pour opérer des patients dans un hôpital rural, à une distance de 400 km [Anvari 04]. Toutefois, il faut noter que ce scenario reste encore majoritairement irréalisable compte tenu de nombreux problèmes techniques, liés notamment à la sécurisation des moyens de communication, et aux coûts financiers engendrés par la mise en place de l'infrastructure nécessaire.

En fait, la téléopération suscite l'intérêt du corps médical car elle offre surtout des possibilités nouvelles pour améliorer le geste chirurgical [Satava 99]. Dans ce contexte, le chirurgien manipule toujours le robot maître mais à une distance beaucoup plus courte que dans le cas précédent, quelques mètres au maximum. On peut alors s'affranchir des délais de communication, qui posent de nombreux problèmes. La téléopération peut alors apporter les bénéfices suivants, en fonction de l'opération considérée [Hanly 04] :

– Posture : dans le cas de la chirurgie mini-invasive, l'utilisation de trocarts ou d'endoscopes réduit l'accessibilité à la zone d'opération. De ce fait, le temps d'opération est souvent allongé et la posture du praticien peut être relativement inconfortable. Grâce à un dispositif de téléopération, le chirurgien peut être installé confortablement dans la même salle d'opération (voir figure 1.8).

FIGURE 1.8 – Exemple de la configuration de la salle d'opération du robot da Vinci avec un système de téléopération.

– Mobilité : en insérant les outils à travers le trocart, les degrés de liberté diminuent de 6 à 4 car on conserve trois rotations mais on ne dispose plus que d'une translation. Un système téléopéré bien conçu, avec des mobilités ajoutées au niveau des outils, peut permettre de regagner ces degrés de liberté perdus, voire de les augmenter.
– Coordination : il est difficile pour un seul chirurgien de manipuler l'endoscope qui lui permet de visualiser la scène tout en manipulant les outils. Avec un système robotisé, le chirurgien n'a alors plus à se préoccuper de la coordination des différents outils. Dans le cas de l'AESOP, présenté précédemment, l'ordre de déplacement était donné simplement par la voix du chirurgien. Avec un système téléopéré, il est possible d'imaginer un asservissement de position de la caméra sur la zone à opérer. Bien que non téléopérés, certains dispositifs ont ainsi été développés afin d'automatiser le suivi des outils [Krupa 03] ou d'une zone d'intérêt [Ott 09].
– Précision : le mouvement humain s'accompagne de tremblements, notamment lors de très petits déplacements, ce qui est fréquent en chirurgie. Il est possible avec un système de téléopération de démultiplier le mouvement : lorsque le chirurgien déplace sa main de 1 cm, le robot esclave réalise un déplacement de 1 mm, par exemple. Dès le début de la chirurgie robotisée, cette possibilité fut mise en avant [Charles 89]. Il est également possible d'éliminer les tremblements du chirurgien entre le robot maître et le robot esclave en mettant en place des filtres [Riviere 98].
– Protection : la mise à distance du lieu de l'opération peut permettre de protéger

le chirurgien. Par exemple, dans le cas de la radiologie interventionnelle et de l'utilisation de l'imagerie à rayons X, le radiologue est soumis à de fortes radiations. L'avantage d'un système de téléopération est de pouvoir déporter l'interface maître dans un périmètre sécurisé [Barbé 07a].

Dans cette thèse, nous nous intéressons à une nouvelle fonctionnalité présentant un bénéfice important. Il s'agit de la compensation des mouvements physiologiques. En effet, lors d'une opération, les organes sont soumis à des mouvements induits notamment par la respiration et les battements cardiaques. Ces mouvements, lorsque le champ visuel est réduit, apportent une gêne au praticien qui doit s'en accommoder ou les compenser manuellement. Comme nous allons le montrer, il est envisageable d'inclure dans un système de téléopération une compensation automatique de ces perturbations, afin que le chirurgien puisse opérer une zone comme si elle était immobile. Ce point, développé plus en détail dans la partie suivante, constitue le cœur de cette thèse.

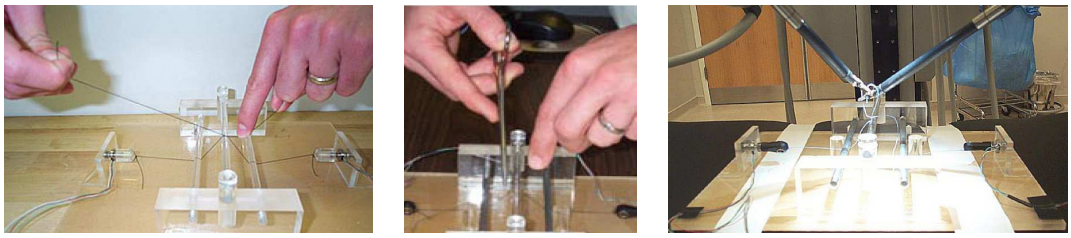
1.2.2 Le cas des systèmes de téléopération unilatéraux

Les dispositifs présentés et utilisés jusqu'à ce jour dans les hôpitaux sont des systèmes de téléopération unilatéraux. Comme expliqué précédemment, un système de téléopération échange entre les systèmes maître et esclave des informations de vitesse et de force. Dans le cas des systèmes unilatéraux, l'information ne circule que dans un seul sens, du robot maître vers le robot esclave (figure 1.5). C'est généralement l'information de position ou de vitesse qui est envoyée par le maître afin de contrôler le robot esclave. Le système esclave, lui, ne renvoie aucune information en retour. Dans ce cas, l'interface maître ne dispose d'aucune information sur l'environnement manipulé et est donc généralement complètement passive. Dans le cas des systèmes de téléopération unilatéraux, le chirurgien ne peut s'appuyer que sur le retour visuel, 2D ou 3D suivant les cas. Malheureusement, ce retour visuel même s'il est indispensable n'est pas forcément suffisant. Le chirurgien ne perçoit aucun effort et ne peut estimer les interactions qu'à travers la visualisation [Taylor 91]. Toute la maîtrise de son geste est donc basée à la fois sur le retour visuel, sur sa connaissance de l'anatomie ainsi que sur son expérience. De ce fait, il lui est délicat d'évaluer la force appliquée aux organes, ce qui peut même s'avérer dangereux si le dispositif esclave n'est pas équipé d'une sécurité ou limité dans son effort d'interaction avec l'environnement. Très tôt, les communautés médicale et robotique se sont accordées sur la nécessité d'un retour haptique sans nécessairement le démontrer. Certains travaux tâchent cependant d'en montrer le bénéfice comme nous allons le voir dans la section suivante.

1.2.3 Vers la nécessité d'un retour haptique [2]

Différentes études ont démontré qu'il était beaucoup plus facile de réaliser certaines tâches quand l'utilisateur dispose d'informations haptiques. Certains gestes de chirurgie ont été plus particulièrement analysés. La suture en fait partie, car il s'agit d'un geste précis et difficile. Lors d'opérations réalisées avec un système de téléopération unilatéral, il n'est pas rare d'appliquer une force excessive lors de la réalisation du nœud. Le chirurgien risque alors de provoquer soit la destruction de la suture soit d'endommager des tissus. A l'inverse, une force trop petite ne permettra pas une tenue satisfaisante de la suture au cours du temps. Une équipe de chercheurs a essayé de comparer la qualité des sutures réalisées par différents praticiens, étudiants en médecine ou chirurgiens confirmés [Kitagawa 02]. Les scientifiques ont enregistré les données pour le même mouvement mais avec plusieurs procédures différentes :

- réalisation d'un nœud à la main, assimilable à de la chirurgie dite à « ciel ouvert » (figure 1.9.(a)) ;
- réalisation d'un nœud directement à l'aide d'un outil de chirurgie, ce qui est assimilable au cas où le problème de retour haptique serait résolu idéalement en téléopération (figure 1.9.(b)) ;
- réalisation d'un nœud à l'aide d'un robot ne disposant pas de retour haptique, mais avec une vision endoscopique 3D, cas assimilable aux gestes réalisés avec un système da Vinci (figure 1.9.(c)).



(a) (b) (c)

FIGURE 1.9 – Dispositif pour l'étude du mouvement d'une suture : (a) à la main ; (b) avec un outil ; (c) en téléopérant (images : Allison M. Okamura, [Kitagawa 02, Okamura 04a]).

Dans chaque cas, les efforts exercés ont été mesurés. Les résultats ont montré que la répétitivité et la précision du geste à l'aide de l'instrument sont supérieures à celles du geste avec le robot mais inférieures à celles du geste manuel. Néanmoins, ils n'ont pas permis d'affirmer que la restitution idéale de l'effort suffirait à atteindre le même niveau de précision qu'avec le geste manuel. Une alternative plus simple à

2. Le terme haptique est utilisé pour désigner le retour d'effort au sens kinesthésique mais également au sens tactile.

mettre en place, comparée au retour d'effort, est celle du retour d'effort visuel qui consiste à indiquer par monitoring les efforts appliqués à la suture [Bethea 04].

D'autres gestes chirurgicaux ont été étudiés, notamment la dissection des tissus, qui représente environ 25 à 35% du temps d'une opération. Les résultats de l'étude [Wagner 02, Wagner 07] ont montré que le retour d'effort, augmenté[3] ou non, permet d'éviter d'appliquer des forces trop longtemps et surtout de minimiser la durée des pics d'effort. Les auteurs proposent deux explications pour justifier cette amélioration :

- Dans le cas d'un retour d'effort augmenté (rendu $> 100\%$), les efforts perçus par l'utilisateur peuvent être interprétés comme des contraintes et donc restreindre son mouvement. Cette notion se rapproche de la notion de « virtual fixtures » que l'on retrouve dans la littérature sur les interfaces haptiques et les systèmes de comanipulation. Il s'agit de restreindre une partie du mouvement de l'utilisateur : zone interdite définie lors de la phase pré-opératoire, force trop importante exercée, etc.
- Dans le cas d'un retour d'effort diminué (rendu $\leq 100\%$), les efforts perçus par l'utilisateur sont plutôt vus comme une source d'information à interpréter plutôt qu'une contrainte ou une restriction de mouvement.

Enfin, le mouvement de palpation a été étudié sur le modèle d'un cœur et d'une prostate [Mahvash 08]. Il s'avère que dans le cas du cœur, le retour d'effort apporte un bénéfice clair au geste chirurgical, ce qui n'est pas le cas de la prostate. En ce qui concerne les mauvais résultats lors de la palpation de la prostate, ils sont expliqués par le fait que les raideurs à distinguer lors de la tâche étaient trop proches (1 N d'écart). Ce problème de différenciation des forces peut également être attribué au faible niveau de transparence obtenu avec le système de téléopération.

Enfin, au-delà du geste technique en lui-même, la notion de toucher et de palpation est d'une extrême importance pour le chirurgien dans sa relation avec le patient, comme en attestent les travaux réalisés par l'anthropologue M.-C. Pouchelle [Pouchelle 09].

1.2.4 La téléopération bilatérale

Comme on vient de le voir, malgré le gain apporté par les systèmes de téléopération unilatéraux en chirurgie mini-invasive, la présence de retour d'effort semble bien être la prochaine avancée attendue. De ce fait, la recherche en robotique médicale s'est orientée durant la dernière décennie vers des dispositifs de téléopération bilatéraux. Dans un schéma bilatéral (figure 1.10), le robot esclave renvoie des informations de position ou d'effort, voire les deux, au robot maître. Ce dernier peut alors être utilisé pour restituer un retour d'effort au chirurgien.

Les systèmes de téléopération bilatéraux, s'ils permettent de restituer le retour

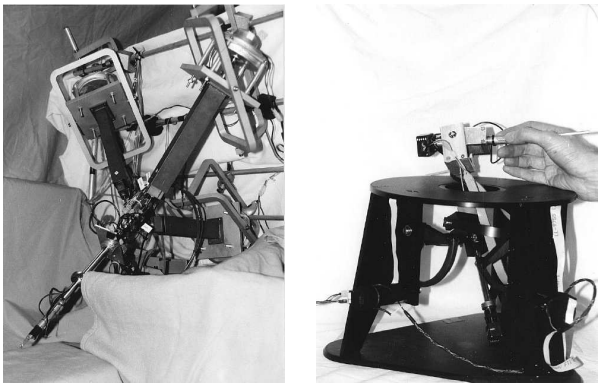
3. L'augmentation d'un effort consiste à restituer une force supérieure à celle mesurée afin d'amplifier la sensation au niveau de l'utilisateur.

FIGURE 1.10 – Schéma d'un système de téléopération bilatéral.

d'effort ne sont pas exempts de défauts. Les systèmes unilatéraux peuvent être vus comme une succession de systèmes en boucle ouverte : utilisateur - robot maître - robot esclave - environnement. Leur stabilité est donc plus simple à garantir, car elle ne nécessite que l'étude du robot esclave.

Dans le cas des systèmes de téléopération bilatéraux les différents éléments du système sont associés par des boucles de contre-réaction et nécessitent donc une attention particulière [Lawrence 93]. Or, dans ces structures de commande complexes, certains éléments comme l'environnement et surtout l'utilisateur peuvent être très variables et difficiles à caractériser [De Vlugt 04]. De plus, le délai inhérent à la communication est multiplié par deux (aller et retour de l'information) affectant d'autant la stabilité dans le cas d'un système de téléopération longue distance.

L'une des premières réalisations marquantes est le système RTW, pour Robotic Telesurgical Workstation [Cavusoglu 99]. Le système esclave est composé de deux structures successives : une première structure parallèle à 4 degrés de liberté destinée à positionner et orienter le trocart ; un poignet à 2 degrés de liberté équipé d'une pince de serrage (figure 1.11.(a)). Le dispositif maître comporte 6 degrés de liberté également (figure 1.11.(b)). Avec ce dispositif, il est possible d'atteindre des efforts de serrage de 15 N.



(a) (b)

FIGURE 1.11 – Système RTW [Cavusoglu 99] : (a) esclave ; (b) maître.

Le système FREG (Force Feedback Endoscopic Grasper), présenté à la figure 1.12 permet de téléopérer une pince télescopique [Rosen 99]. Le maître et l'esclave n'ont qu'un degré de liberté (DDL) actionné par un moteur muni d'un codeur. Le dispositif esclave est fixé sur un support lui-même maintenu soit par un bras

robotisé soit par un autre chirurgien. Le retour d'effort est effectué grâce à un schéma de téléopération basé sur l'erreur de position. De ce fait, aucune mesure de force n'est nécessaire. Ce système montre la capacité d'un système haptique à restituer différents types de tissus mous tels que le foie, le colon ou encore l'estomac. De plus, ses performances sont plus proches de celles obtenues par une main humaine que d'une pince endoscopique traditionnelle.

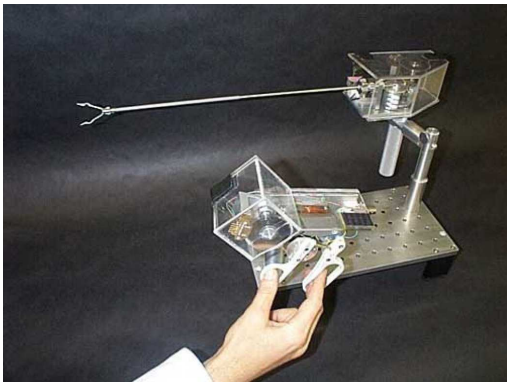
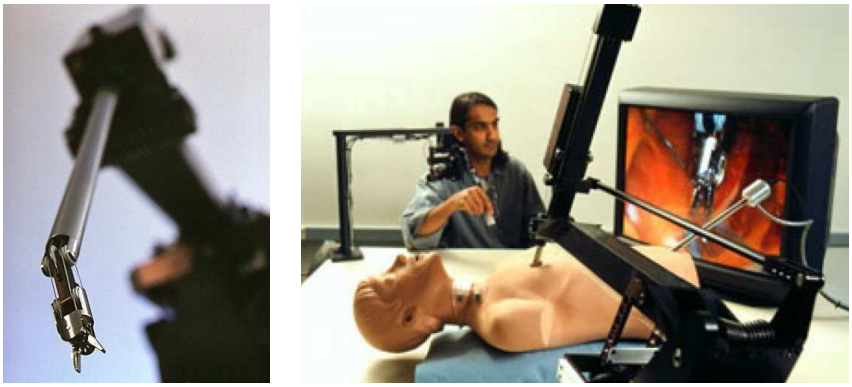


FIGURE 1.12 – Système FREG [Rosen 99].

En Allemagne, un système basé sur le bras AESOP 3000 a été développé [Ortmaier 03]. Il est possible d'équiper le robot esclave avec des instruments tels qu'un scalpel ou une pince équipés d'un capteur d'effort. Le dispositif maître est une interface commerciale de type PHANToM Sensable.

Le système Black Falcon, développé au MIT [Madhani 98] comporte 8 degrés de liberté : 4 pour le positionnement et l'orientation du porte-outil et 4 pour le fonctionnement de l'outil. Encore une fois, l'interface maître utilisée est un PHANToM modifié. Le retour d'effort est effectué grâce à la mesure de courant des moteurs à courant continu. L'ensemble du dispositif est présenté à la figure 1.13.

Un système encore plus complet a été réalisé par Mitsuishi et al. [Mitsuishi 07]. Il est composé de trois bras esclaves et de deux bras maîtres reprenant la configuration du robot da Vinci mais avec retour d'effort. Les bras maîtres possèdent 7 degrés de liberté et grâce à une architecture parallèle les degrés de translation, de rotation et de serrage sont découplés. Des pédales ont été rajoutées afin de permettre au chirurgien de basculer entre différents modes de fonctionnement. Plusieurs capteurs d'efforts sont utilisés afin de restituer le plus précisément possible les interactions. Une opération réalisée en 2005 entre le Japon et la Corée du Sud a permis de mettre en évidence l'intérêt de ce système sur un cochon [Arata 06] (figure 1.14).



(a) (b)

FIGURE 1.13 – Système Black Falcon : (a) esclave ; (b) ensemble maître-esclave [Madhani 98].

(a) (b)

FIGURE 1.14 – Téléopération à distance : (a) site maître en Corée du Sud ; (b) site esclave au Japon.

1.3 Le problème des mouvements physiologiques

La problématique qui nous intéresse plus particulièrement dans ce travail est celle des mouvements physiologiques. En chirurgie laparoscopique, robotisée ou non, le problème des mouvements physiologiques est non négligeable car en général le chirurgien travaille très lentement en utilisant des outils spécifiques insérés par les trocarts.

1.3.1 Les limites humaines

Les organes du corps humain sont soumis à des perturbations imprimées par les battements du cœur et la respiration notamment. Les effets du mouvement cardiaque sont considérés comme négligeables lorsque la zone d'intérêt ne se situe pas dans le

voisinage du cœur. En revanche, les effets du mouvement respiratoire se propagent sur une grande partie des organes tels que les poumons, le diaphragme, le foie, les reins, le pancréas et la prostate [Langen 01]. Ils occasionnent une gêne importante en chirurgie abdominale et cardiaque ainsi qu'en radiologie interventionnelle ou en radiothérapie.

Trejos et al. ont réalisé une plate-forme à laquelle les mains du chirurgien étaient attachées [Trejos 99]. Cette plate-forme était synchronisée aux mouvements de l'organe cible. Les résultats ont montré que les pertes en termes de précision étaient faibles (10 %) par rapport au cas immobile mais que le temps de réalisation augmentait de 40 %, démontrant de ce fait la nécessité de fournir une interface filtrant totalement les effets des mouvements physiologiques.

Falk [Falk 02] s'est intéressé aux capacités des chirurgiens à suivre les mouvements du cœur, comme il est nécessaire de le faire dans les opérations à cœur battant. Il a démontré qu'un humain ne pouvait plus suivre un mouvement périodique au-delà de 1 Hz s'il a des harmoniques, correspondant pour un cœur à 60 battements par minute. Au-delà de cette pulsation, les résultats se dégradaient considérablement. Falk en conclut que les stabilisateurs cardiaques utilisés aujourd'hui rendent les opérations plus accessibles, notamment dans le cas de mouvements cardiaques plus rapides, pour un rythme supérieur à 90 battements par minute.

Jacobs et al. [Jacobs 03] ont réalisé un dispositif permettant de simuler un mouvement cardiaque. Les auteurs ont demandé à plusieurs personnes d'accomplir une même tâche, d'abord sur une cible immobile puis sur une cible mobile. Ils ont également comparé la réalisation de ces tâches lorsqu'elles étaient effectuées manuellement ou par l'intermédiaire d'un système téléopéré. Deux résultats principaux ont été obtenus. Premièrement, comme attendu, le suivi manuel d'une cible mobile demandait plus de temps et engendrait plus d'erreurs que si la cible était au repos. Deuxièmement, les performances en vitesse étaient dégradées (2,9 fois plus lentes) dans les deux cas lorsqu'un système de téléopération était utilisé. Cette diminution a été expliquée par le fait que les systèmes de téléopération n'étaient pas parfaitement transparents, c'est-à-dire que l'utilisateur ressentait leur présence (inertie des parties mécaniques par exemple). La conclusion de l'étude est que pour l'avenir des systèmes de téléopération chirurgicaux, il est nécessaire à la fois d'améliorer leurs performances (bande passante, transparence, etc.) et de développer des dispositifs pour diminuer les effets des mouvements périodiques. Pour cela, les auteurs encouragent l'amélioration des stabilisateurs passifs existants qui consistent à contraindre la zone d'intérêt par pression ou succion ainsi que le développement d'algorithmes d'immobilisation virtuels.

1.3.2 Une première solution : la technique de « gating »

Les premières solutions dans la littérature concernant la compensation de mouvement respiratoire cherchent à résoudre le problème des artefacts engendrés par

le mouvement des organes lors des acquisitions d'images par IRM [Ehman 84]. La communauté de la radiothérapie est elle aussi confrontée à ce problème. En effet, le but premier de la radiothérapie est d'envoyer une dose déterminée de rayonnements sur une zone d'intérêt, en l'occurrence la tumeur, et de minimiser les doses reçues par les tissus des régions avoisinantes. Le faisceau du dispositif utilisé étant fixe et la tumeur mobile, des doses sont inévitablement reçues par des tissus sains. Une des solutions proposées [Ohara 89] est d'asservir la source de rayonnements sur les mouvements de la tumeur en ne déclenchant la dose que lorsque le faisceau pointe la zone définie, minimisant ainsi la destruction de tissus sains. Pour cela, les auteurs utilisent un « airbag » afin de déterminer la pression thoraco-abdominale. D'autres capteurs de mesures ont été testés par la suite [Kubo 96]. Shirato et al. ont proposé un dispositif capable de synchroniser le déclenchement de la dose lorsque la tumeur est dans le périmètre d'action du faisceau [Shirato 00]. Ce déclenchement automatique est possible grâce à l'asservissement visuel utilisant un marqueur inséré manuellement près de la tumeur. L'un des inconvénients majeurs de cette solution est qu'elle augmente le temps de traitement. L'apparition de dispositifs robotisés a donc permis de mettre au point des systèmes de suivi automatique de tumeur, comme proposé par exemple par Schweikard et al. [Schweikard 00].

1.3.3 L'émergence des solutions robotisées

A cause des délais importants des systèmes utilisés ainsi qu'à cause des faibles fréquences d'acquisition possibles avec l'imagerie (moins de 10 Hz), des algorithmes de prédiction ont été élaborés afin d'estimer le mouvement respiratoire et d'interpoler les consignes intermédiaires entre deux échantillonnages. Cependant l'initialisation de ces algorithmes requiert environ 20 secondes avant de pouvoir prédire un mouvement [Sharp 04].

Nécessité de la prédiction

Assez naturellement, la communauté s'est intéressée aux algorithmes adaptatifs permettant la prédiction du mouvement respiratoire en émettant l'hypothèse qu'il s'agit d'un mouvement quasi-périodique. Riviere et al. [Riviere 98] ont proposé un algorithme basé sur la représentation d'un signal physiologique par une somme de sinus et cosinus appelé WFLC (Weighted Frequency Fourier Linear Combiner). Cet algorithme est d'abord utilisé afin de compenser les tremblements de l'opérateur humain. Les tremblements qui sont involontaires et dépendent du système nerveux, se trouvent dans une bande entre 8 et 12 Hz et dégradent considérablement la précision en microchirurgie. Par la suite, les mêmes auteurs ont proposé d'adapter cet algorithme à la compensation de la respiration lors d'une insertion robotisée d'aiguille [Riviere 01]. Le dispositif utilisé pour cela est une combinaison du robot PAKY [Stoianovici 97], et d'un système d'orientation de l'aiguille. Des marqueurs sur la peau sont utilisés afin de visualiser le point d'entrée de l'aiguille. Les auteurs

ont démontré qu'avec l'algorithme WFLC, il est possible de prédire le mouvement respiratoire après un temps de convergence d'environ 15 secondes, rendant ainsi possible le suivi du point de contact choisi par le dispositif d'insertion d'aiguille. Aucun test d'insertion n'a cependant été rapporté dans ces travaux. Simultanément, Thakral et al. ont proposé un algorithme basé sur le WFLC mais avec un temps de convergence amélioré [Thakral 01].

Suivi par asservissement visuel

L'estimation du mouvement cardiaque a également été abordée à de nombreuses reprises dans le but d'améliorer les procédures de chirurgie à cœur battant. Plusieurs solutions pour suivre les mouvements cardiaques ont été proposées. Nakamura et al. ont réalisé l'asservissement visuel d'un robot à 4 degrés de liberté, basé sur les prédictions du mouvement cardiaque. Ces prédictions étaient réalisées à l'aide d'un modèle autorégressif [Nakamura 01].

Par la suite, Ginhoux et al. [Ginhoux 03, Gangloff 06] ont proposé une méthode de prédiction du mouvement cardiaque basée sur un filtre adaptatif en émettant l'hypothèse que le mouvement du cœur reposait sur deux mouvements principaux quasi-périodiques : le mouvement respiratoire et le mouvement cardiaque. Cette prédiction du mouvement a été utilisée conjointement avec une loi de commande prédictive de type GPC (Generalized Predictive Control). Les expériences d'asservissement visuel ont été réalisées sur un cœur battant avec un robot à 6 degrés de liberté, la compensation s'effectuant sur les 3 mouvements de translations.

Bebek et al. [Bebek 06] ont remis en cause l'hypothèse de quasi-périodicité du mouvement cardiaque et ont proposé de prendre en compte les arythmies cardiaques en analysant les signaux issus d'électrocardiogrammes. En effet, il est possible de déceler dans l'activité électrique du cœur plusieurs phases successives et de prédire à l'avance certaines phases du mouvement cardiaque. Ceci permet notamment une synchronisation d'une période à une autre. Le délai estimé entre le signal électrique et le mouvement étant estimé à 150 ms, les auteurs ont considéré qu'il était possible d'utiliser une loi de commande prédictive. Des tests ont été réalisés avec un PHANToM 1.5 sur un simulateur 3D [Bebek 07]. Franke et al. ont proposé sur le même dispositif un autre algorithme de prédiction adaptatif basé sur les moindres carrés récursifs [Franke 07]. Une méthode généralisée a ensuite été implémentée dans [Franke 08]. La conclusion des auteurs est que, dorénavant, la prédiction des mouvements cardiaques n'est plus le facteur limitant pour la chirurgie à cœur battant.

Richa et al. [Richa 10b] se sont intéressés aux méthodes utilisables en asservissement visuel sur le cœur, notamment par rapport au suivi 3D et aux déformations du cœur. Comme les tissus du cœur sont soumis à d'importantes déformations ainsi qu'à des conditions d'illuminations variables, les auteurs ont proposé une nouvelle modélisation de la surface du cœur et une technique d'asservissement visuel basée sur l'endoscopie stéréoscopique. Ils ont abordé également le problème de la robustesse de l'asservissement visuel. En effet, la présence de liquide et de mauvaises

conditions d'éclairage rendent l'asservissement plus complexe à réaliser. De plus, certaines occlusions de l'endoscope par les outils peuvent intervenir aléatoirement lors des manipulations du chirurgien. Pour s'accommoder de ces contraintes, les auteurs ont utilisé un filtre de Kalman étendu avec l'hypothèse du mouvement cardiaque quasi-périodique, afin de pouvoir continuer à prédire le mouvement même si une occlusion survenait [Richa 10a].

Un autre modèle prenant en compte la rotation du cœur et le mouvement du diaphragme a été proposé par Duindam et al. [Duindam 07]. Ensuite, Ang et al. [Ang 06] ont proposé une méthode basée sur la mise en cascade de filtres passe-bas et passe-haut dont le déphasage est complémentaire, afin d'obtenir un filtre coupe-bande à déphasage nul. Puisque les filtres à réponse impulsionnelle infinie ont un déphasage qui dépend des paramètres du filtre, les auteurs ont utilisé l'algorithme WFLC en temps-réel afin d'ajuster les paramètres des différents filtres.

Ott et al. [Ott 09] ont proposé un prototype d'endoscope flexible motorisé asservi par vision sur une zone d'intérêt de manière à rejeter les mouvements périodiques du foie. Dans leurs études, ils ont comparé deux lois de commande répétitives, R-GPC et PRC (pour Prototype Repetitive Controller), en faisant l'hypothèse que le mouvement respiratoire dans le cas d'une opération était imposé par le respirateur, dont la fréquence est connue et fixe.

Problème du contact avec l'environnement

La plupart des approches précédentes envisagent d'utiliser les algorithmes développés dans un système de téléopération. Néanmoins, toutes les applications présentées concernent des systèmes dont le manipulateur esclave évolue en espace libre, et ne vient pas au contact de l'environnement à opérer. Récemment, quelques études se sont intéressées au rejet de mouvements physiologiques en considérant le contact avec l'organe. L'une des premières est celle de Cagneau et al. [Cagneau 07] où une méthode de contrôle par apprentissage itératif a été proposée. Selon les auteurs, cette approche a le mérite de ne nécessiter aucune connaissance du système, contrairement aux commandes basées modèles. Néanmoins, les transitions engendrées par ce type de commande entrainent des instabilités et les auteurs ont donc proposé d'implémenter un filtre passe-bas afin d'éviter toute instabilité lors du transitoire. Les résultats présentés ont montré une convergence très lente d'environ 20 à 25 cycles, ce transitoire se retrouvant à chaque évolution de la perturbation.

Dominici et al. [Dominici 09] ont proposé un système de téléopération destiné à compenser en effort les mouvements cardiaques. Les auteurs ont fait le choix de ne prendre aucune hypothèse sur le modèle de perturbation. De ce fait, le rejet est entièrement basé sur la mesure d'effort et donc sur la bande passante du système. La loi de commande utilisée est de type MPC (Model Predictive Control). Cortesao et al. [Cortesao 09] ont proposé une autre mise en forme du problème en utilisant des observateurs actifs. Le rejet de perturbation est uniquement basé sur un de ces observateurs, en modélisant la perturbation avec un polynôme d'ordre 2. Dans une

étude récente, les auteurs précédents comparent leurs résultats expérimentaux et concluent qu'en l'état actuel les performances de rejet ne sont pas suffisantes pour réaliser une chirurgie à cœur battant [Dominici 11].

Enfin, Yuen et al. ont proposé un outil destiné à compenser sur 1 DDL le mouvement cardiaque [Yuen 09]. Cet outil est destiné plus précisément à la chirurgie de la valve mitrale. Les auteurs ont proposé d'utiliser un filtre de Kalman étendu afin de prédire le mouvement cardiaque en utilisant des mesures ultrasons 3D. Selon eux, cette technique est beaucoup plus adaptée à la chirurgie mini-invasive qu'une mesure par vision. En effet, la vision par voie endoscopique pose des problèmes d'occultations, à cause notamment des projections de sang éventuelles ainsi qu'une vitesse d'acquisition encore trop lente. Dans une autre étude [Yuen 10], les auteurs ont démontré l'intérêt d'un contrôle de type feed-forward au contact. En effet, les publications passées ont démontré que lors de leur commande au contact la bande passante des robots était limitée. De ce fait, selon Yuen et ses coauteurs, pour obtenir les mêmes performances de rejet avec une loi de commande seulement basée feedback, il faudrait une bande passante 3,8 fois supérieure.

Dans la section suivante, nous illustrons le problème de la téléopération au contact d'un environnement soumis à une perturbation périodique non compensée.

1.4 Cas de la téléopération avec une perturbation périodique non compensée

1.4.1 Les différents schémas de téléopération

Les architectures de téléopération peuvent être représentées de différentes manières. Nous avons choisi la représentation par schémas-blocs, dont la forme générale comprend 4 canaux de communication [Lawrence 93]. Les premières architectures développées ne comportaient pas tous les canaux (vitesse et force dans les deux sens) mais des communications à 2 canaux, plus intuitives. Certaines études ont ensuite démontré qu'il était possible d'augmenter la performance des systèmes de téléopération en augmentant le nombre de canaux au détriment de la simplicité. La transparence optimale peut être obtenue sous certaines conditions à partir d'un schéma à 3 canaux en utilisant des boucles locales en effort au niveau des dispositifs maîtres et esclaves [Hashtrudi-Zaad 00]. Un schéma de téléopération 4 canaux avec boucles locales en effort est présenté à la figure 1.15. $Z_h(s)$, $Z_e(s)$, $Z_s(s)$ et $Z_m(s)$ correspondent respectivement aux modèles de l'utilisateur, de l'environnement, du robot esclave et du robot maître. $C_1(s)$, $C_2(s)$, $C_3(s)$ et $C_4(s)$ sont les canaux de communication qui servent à implémenter le correcteur du système de téléopération. $C_5(s)$ et $C_6(s)$ sont les fonctions de transfert des correcteurs locaux en effort destinés à augmenter les degrés de liberté pour le réglage de la transparence du schéma de téléopération. $C_m(s)$ et $C_s(s)$ sont les correcteurs locaux respectivement

des systèmes maître et esclave. Les signaux $F_e^*(s)$ et $F_h^*(s)$ représentent respectivement les apports extérieurs d'énergie au système de téléopération. En l'occurrence, il s'agit pour $F_h^*(s)$ de modéliser la force liée à l'intention de l'utilisateur et pour $F_e^*(s)$ de modéliser l'effort appliqué par l'environnement. Dans la littérature, on a très souvent $F_e^*(s) = 0$ car l'environnement est considéré comme immobile. Sauf contre-indication, par la suite nous considérons $F_e^*(s) \neq 0$.

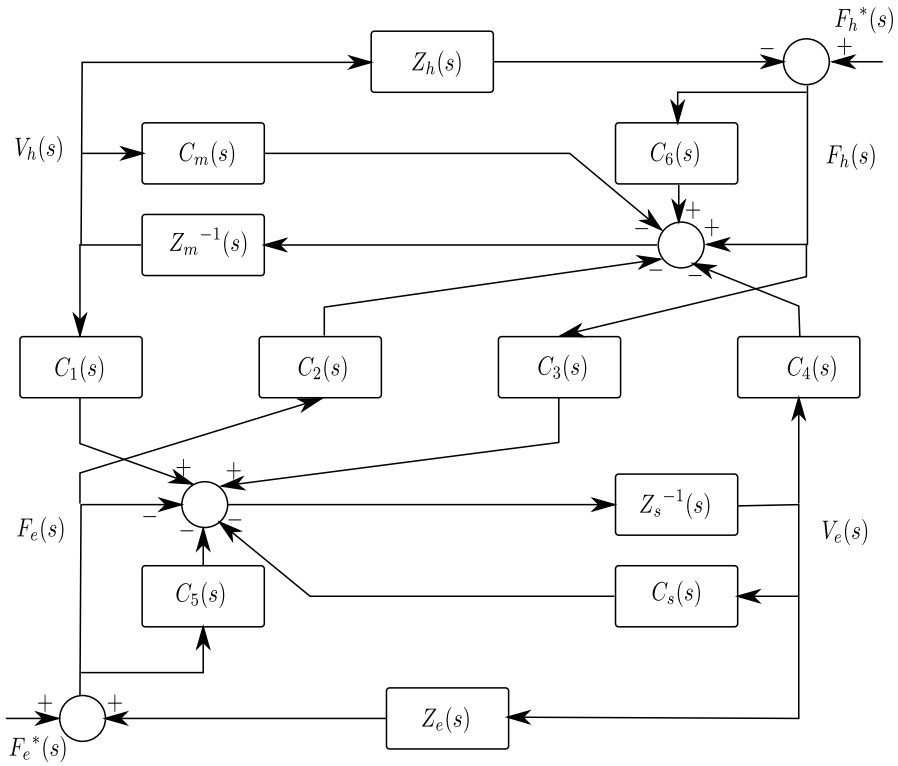


FIGURE 1.15 – Schéma de téléopération de type impédance-impédance à 4 canaux [Hashtrudi-Zaad 00].

1.4.2 Introduction des modèles

En robotique en général, et en téléopération en particulier, on distingue deux classes de systèmes [Adams 99] :

- les systèmes de type impédance appliquent une force à leur environnement en réponse à leur déplacement. Ces systèmes sont généralement conçus pour être réversibles et donc de faible impédance. C'est notamment le cas des interfaces haptiques par exemple ;
- les systèmes de type admittance appliquent une position à leur environnement en réponse à une force. Ces systèmes sont pour la plupart irréversibles et très peu compliants.

Chacun de ces deux types de systèmes peut être asservi à l'aide de structures de commande judicieusement choisies, afin de les faire passer dans l'une ou l'autre des catégories.

Il est courant de représenter les systèmes au sein des schémas de téléopération par des impédances. Par définition, une impédance est le rapport d'une force sur une vitesse :

$$Z(s) = \frac{F(s)}{V(s)} \tag{1.1}$$

avec $F(s)$ une force et $V(s)$ une vitesse. Dans le cas d'un environnement modélisé par l'association en parallèle d'un amortisseur de coefficient de viscosité b_e et d'un ressort de coefficient de raideur k_e, l'impédance $Z_e(s)$ associée s'écrit :

$$Z_e(s) = b_e + \frac{k_e}{s} \tag{1.2}$$

L'impédance du robot esclave est :

$$Z_s(s) = m_s s + b_s \tag{1.3}$$

où m_s est la masse du système et b_s son coefficient de frottement visqueux.

Le mécanisme étant réversible, la force de contact avec l'environnement doit être prise en compte comme une perturbation dans la représentation du système esclave, comme le montre la figure 1.16, où $F_{cs}(s)$ représente la force de commande appliquée.

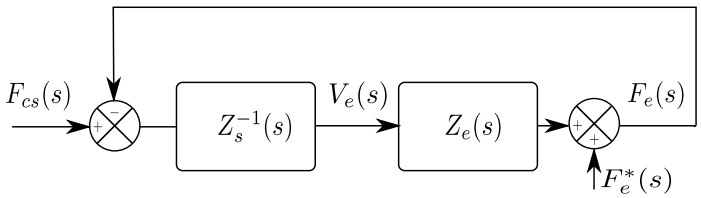


FIGURE 1.16 – Schéma d'un mécanisme de type impédance réversible au contact d'un environnement.

Le système maître est, lui, défini par l'impédance :

$$Z_m(s) = m_m s + b_m \tag{1.4}$$

où m_m est la masse du système maître et b_m son coefficient de frottement visqueux. Dans le but de simuler un schéma de téléopération, il est nécessaire de modéliser l'utilisateur. Le modèle proposé par DeVlugt [De Vlugt 04] que nous avons retenu pour la simulation est présenté à la figure 1.17. Il est important de remarquer que la force $F_h^*(s)$ n'est pas une quantité pouvant être mesurée, mais une force résultant de l'intention de l'utilisateur. C'est pourquoi cette force ne sera pas représentée dans les prochaines figures. Nous l'avons choisie pour la simulation comme une fonction polynomiale lisse. Le modèle d'utilisateur est composé de différents blocs avec les fonctions de transfert :

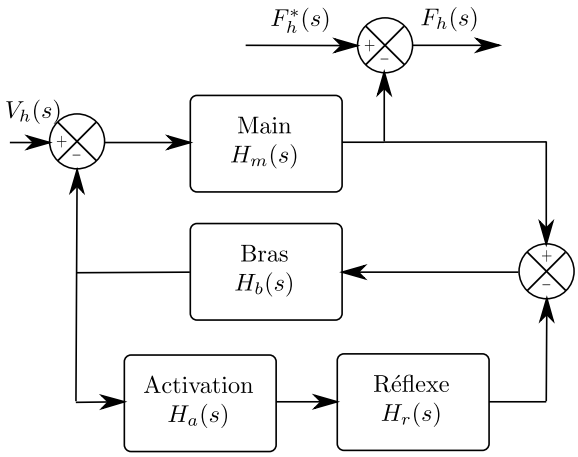


FIGURE 1.17 – Schéma du modèle de l'utilisateur [De Vlugt 04].

- $H_m(s)$ qui représente le contact de la main de l'utilisateur ;
- $H_b(s)$ qui représente les paramètres intrinsèques du bras de l'utilisateur ;
- $H_a(s)$ qui représente l'activation des muscles ;
- $H_r(s)$ qui représente les réflexes de l'utilisateur.

1.4.3 Schéma Force-Position modifié

Pour simplifier l'analyse, nous avons par la suite considéré le seul cas des architectures à 2 canaux. Pour échanger deux types d'informations, des forces et des vitesses, on a quatre structures possibles, dénommées de la manière suivante :

- (F-F) Force-Force : le maître et l'esclave échangent des informations de force ;
- (P-P) Position-Position : le maître et l'esclave échangent des informations de position ;
- (F-P) Force-Position : le maître envoie une information de position alors que l'esclave renvoie une information de force ;
- (P-F) Position-Force : le maître envoie une information de force alors que l'esclave renvoie une information de position.

Il est important de remarquer que les termes « position » et « vitesse » cohabitent. Le terme « vitesse » est préféré pour utiliser le concept d'impédance. Néanmoins, en pratique, la mesure de position s'obtient plus facilement.

Pour décider quel schéma conviendra le mieux dans notre problème, il faut connaître la tâche à accomplir. Les besoins sont ici au nombre de deux :

- (T1) pouvoir se déplacer à la fois dans l'espace libre et au contact ;
- (T2) rejeter la perturbation en effort induite par les mouvements physiologiques.

Tout d'abord, il est important de définir quels schémas sont compatibles avec la tâche (T1). Dans les schémas (F-F) et (P-F), le maître envoie une information de

force au dispositif esclave. Même si cette solution pourrait être envisagée lorsque le dispositif esclave est au contact de l'environnement, elle n'est pas compatible avec la téléopération en espace libre. L'envoi d'une information de position du maître, plus précise et moins soumise au bruit et à la dérive, est donc préférable. Par ailleurs, elle est plus compatible avec les technologies conventionnelles où l'interface maître n'est pas dotée de mesure d'effort. Finalement, les schémas (P-P) et (F-P) sont donc les plus intéressants. L'asservissement en position du dispositif esclave pourra fonctionner aussi bien dans l'espace libre que dans l'espace au contact, ce qui rend aussi la transition éventuelle entre les différents espaces plus naturelle.

Concernant le retour d'information de l'esclave vers le maître, il reste deux possibilités : renvoyer la position ou la force. Dans l'espace libre, l'un ou l'autre conviennent. La seule différence en espace libre sera que dans le cas du schéma (P-P), l'utilisateur pourra ressentir un effort proportionnel à l'erreur de trainage entre le maître et l'esclave. Dans le cas du schéma (F-P), l'utilisateur ressentira principalement l'impédance du mécanisme maître. Une fois le robot esclave au contact, avec un schéma (P-P) le retour d'effort n'existera que s'il existe une différence entre la position du maître et de l'esclave, rendant ce schéma intéressant surtout pour les mécanismes réversibles. Au contraire, dans le cas du schéma (F-P), l'esclave renverra la force d'interaction mesurée par le capteur d'effort. Le choix du schéma (F-P) semble donc être plus naturel et plus efficace pour répondre aux exigences de la tâche (T1).

Par ailleurs, ce choix est conforté dans le cas de la tâche de rejet (T2). Le choix de restituer la force mesurée plutôt que la position est plus pertinent. En effet, comme nous allons le démontrer dans le paragraphe 1.4.4, la compensation du mouvement de l'organe impose au dispositif esclave de se déplacer. De ce fait, l'information de position contient le mouvement de rejet. Renvoyer cette information impliquerait alors de renvoyer une partie de la perturbation vers le maître ce qui est évidemment à proscrire. Si l'on choisit cette solution comme dans l'étude [Dominici 08], il faudra alors filtrer la position avant de la renvoyer vers le maître. Au contraire, si la compensation fonctionne, la force sera exempte du signal de la perturbation.

Le schéma (F-P) simulé par la suite est celui présenté à la figure 1.18. Il est dérivé du schéma général de la figure 1.15 en prenant les valeurs suivantes pour les blocs du système de commande :

- $C_1(s) = C_s(s)$;
- $C_3(s) = 0$ et $C_4(s) = 0$, les canaux de communication correspondants restant inutilisés ;
- $C_5(s) = C_6(s) = C_m(s) = 0$.

L'inconvénient de ce schéma est que le correcteur esclave $C_s(s)$ utilise la mesure de position du robot esclave. Or cette grandeur est proprioceptive et ne mesure pas directement la perturbation. En effet, si le système esclave est idéalement asservi par la consigne de position envoyée par le maître, la perturbation ne peut pas être détectée par ce capteur. Au contraire, la mesure d'effort qui est elle extéroceptive, rend compte de la force d'interaction entre le robot esclave et l'environnement. La

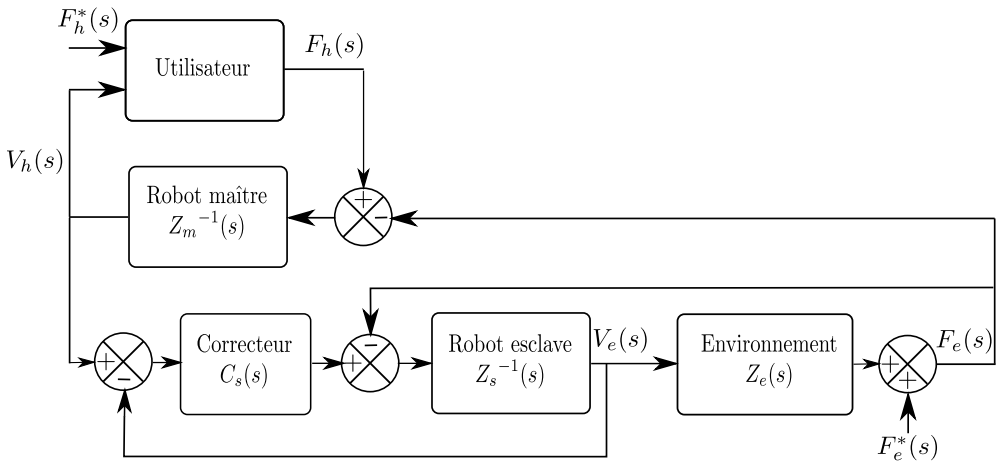


FIGURE 1.18 – Schéma de téléopération Force-Position.

solution proposée est de retranscrire l'information incluse dans la perturbation par une grandeur homogène à une position. Pour cela, on réalise une estimée de la position à partir de la mesure d'effort et du modèle de l'environnement :

$$\hat{V}_v(s) = \hat{Z}_e^{-1}(s)\ F_e(s) \tag{1.5}$$

Il est important de noter que $\hat{V}_v(s)$ ne représente ni la position réelle de l'environnement ni celle de l'esclave mais plutôt la position « virtuelle » de l'environnement (comme si celui-ci était immobile quand la perturbation est rejetée). Le schéma de téléopération ainsi modifié est présenté à la figure 1.19.

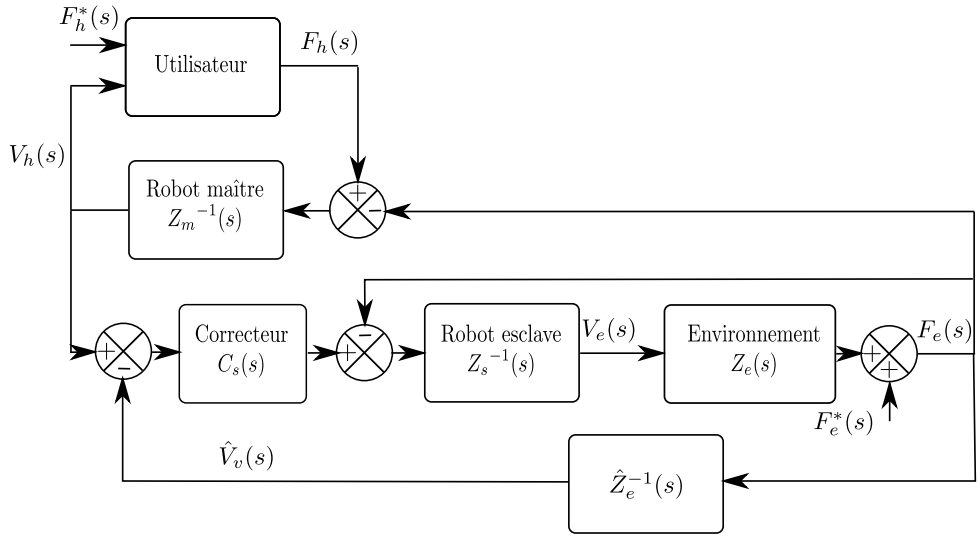


FIGURE 1.19 – Schéma de téléopération Force-Position modifié pour le rejet de perturbation.

1.4.4 Influence de la perturbation

Dans le dernier paragraphe du chapitre, le système de téléopération de la figure 1.19 est simulé. Pour cela, les paramètres du tableau 1.1 sont utilisés. Le temps de

Expression	Valeur
m_m	$0,048\,\mathrm{kg}$
b_m	$0,594\,\mathrm{N \cdot s \cdot m^{-1}}$
m_s	$0,152\,\mathrm{kg}$
b_s	$1,426\,\mathrm{N \cdot s \cdot m^{-1}}$
k_e	$197\,\mathrm{N}$
b_e	$0\,\mathrm{N \cdot s \cdot m^{-1}}$
$H_m(s)$	$\frac{178s+14998}{s}$
$H_b(s)$	$\frac{1}{1{,}88s^2+37{,}3s+733}$
$H_a(s)$	$\frac{1}{0{,}03s+1}$
$H_r(s)$	$\frac{(50s+500)e^{-0{,}025s}}{s}$

TABLE 1.1 – Tableau résumant les paramètres utilisés pour la simulation.

simulation est d'environ 40 s. A t = 10 s, l'utilisateur commence sa tâche qui correspond comme évoqué à l'application d'un échelon lissé en effort. Dans un premier temps, aucune force extérieure n'est appliquée à l'environnement, soit $f_e^*(t) = 0$. Le robot esclave est supposé en permanence au contact [4] de l'environnement afin de s'affranchir de la transition. Etant donnée la raideur de l'environnement, pour un déplacement de 5 cm l'utilisateur ressent une force de 4 N. Les résultats de la simulation sont présentés à la figure 1.20.

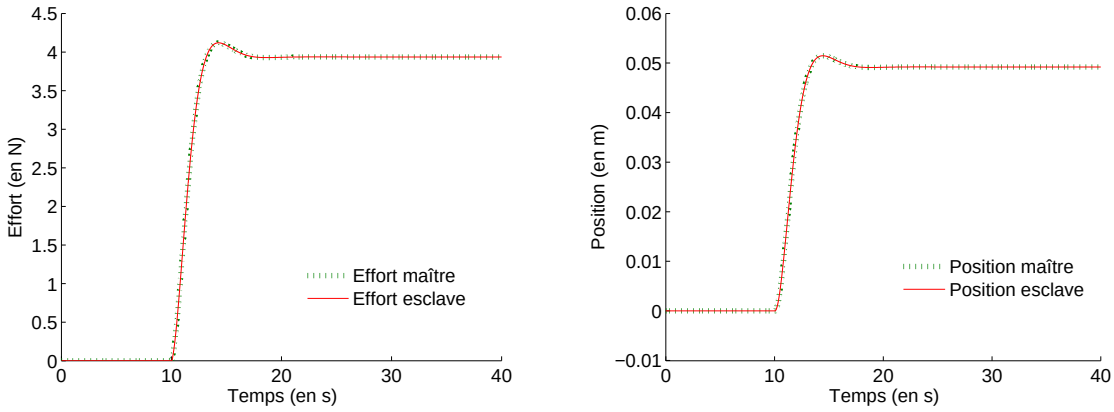
Dans une deuxième simulation (figure 1.21), une perturbation périodique sinusoïdale est ajoutée à l'instant $t = 4\,\mathrm{s}$. Celle-ci simule grossièrement le mouvement respiratoire, et permet d'illustrer le problème. La perturbation, contenue dans le signal $f_e^*(t)$ est définie comme suit :

$$f_e^*(t) = A_1 \sin\left(\frac{f_1}{2\pi} t\right) \tag{1.6}$$

avec $A_1 = 2\,\mathrm{N}$ et $f_1 = 0,25\,\mathrm{Hz}$.

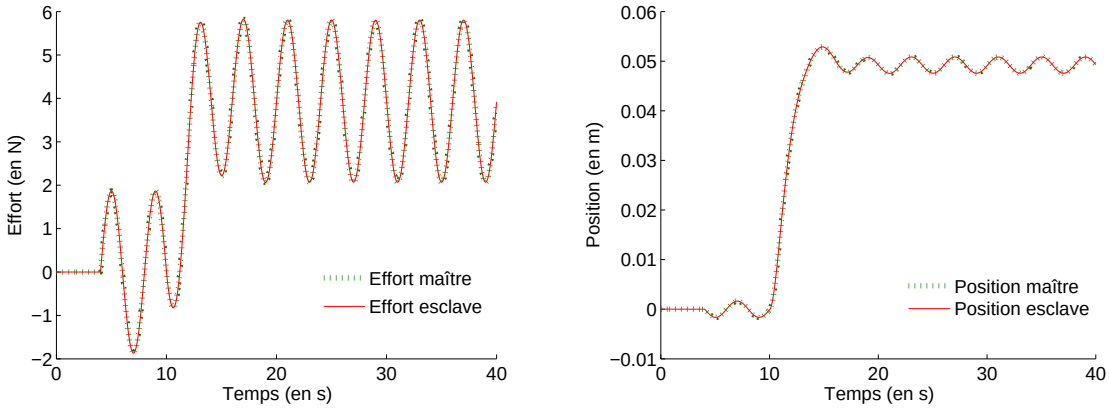
Cette simulation nous montre que dans le cas d'un système de téléopération (F-P) non modifié, les perturbations générées par l'environnement sont retransmises

4. Le cas de l'espace libre et de la transition espace libre-contact sont l'objet du chapitre 4.



(a) (b)

FIGURE 1.20 – Téléopération sans perturbation : (a) force ; (b) position.



(a) (b)

FIGURE 1.21 – Téléopération avec une perturbation en effort périodique : (a) force ; (b) position.

intégralement au système, du fait de sa structure bilatérale. En effet, si le dispositif esclave est asservi en position et renvoie la force mesurée à son extrémité au système esclave, plusieurs scenarii sont possibles. Lorsque l'utilisateur impose une consigne fixe avec le dispositif maître, au démarrage de la perturbation, il peut avoir trois réflexes possibles :

– Maintien de la position désirée : malgré la force mesurée par l'esclave et donc ressentie au niveau du maître, l'opérateur essaye de maintenir la position. Dans le cas idéal où le maintien parfait est obtenu, il ressentira la force $f_e^*(t)$. Ce cas est cependant difficilement réalisable à cause du retour d'effort. Le

problème dans cette solution vient alors des efforts importants exercés par le robot esclave sur l'environnement.

- Compensation de la perturbation : l'opérateur, grâce au retour d'effort, a la capacité de sentir la perturbation et peut donc décider de la suivre. Il va alors la compenser manuellement. Pour cela, il doit imposer un mouvement à l'aide du dispositif maître afin de suivre cette perturbation. Dans le cas idéal, il ne ressentira plus la force $f_e^*(t)$. Cependant, afin de réaliser cette tâche, il devra se concentrer sur le suivi du mouvement, l'empêchant ainsi de se consacrer entièrement à la manipulation désirée. De plus, dans certains cas pratiques, il n'est pas possible à un chirurgien de suivre les mouvements (rapidité du mouvement, manipulation du dispositif de téléopération trop lente, etc.)
- Cohabitation du maintien et absorption. C'est le cas le plus probable, représenté à la figure 1.21. En effet, l'effort généré par la perturbation et renvoyé à l'opérateur va avoir tendance à modifier son comportement et donc sa position. En modifiant la position de l'interface maître, le système esclave obéit à cette nouvelle consigne et donc modifie son interaction avec l'environnement, et ainsi de suite. Un cycle se crée alors, dont la stabilité dépend de l'utilisateur.

Le but du travail exposé dans cette thèse est de proposer une solution permettant la téléopération avec un ressenti identique au cas où la perturbation est compensée sans que l'utilisateur ne se concentre sur la réalisation de ce rejet. De ce fait, il s'agit de calculer avec les outils de l'Automatique, comment déplacer le dispositif esclave de manière à suivre l'organe en mouvement, tout en réalisant simultanément la tâche de téléopération. Pour le chirurgien, il en résultera une immobilisation virtuelle qui lui permettra de manipuler et percevoir l'environnement comme si ce dernier était immobile.

Chapitre 2

Rejet de perturbations périodiques

Sommaire

2.1 Introduction 34
2.1.1 Analyse du modèle à commander 34
2.1.2 Principe des simulations 37
2.1.3 Les limites des techniques de commande élémentaires . . 37
2.1.4 Les grandes familles de correcteurs 40
2.2 Correcteur R-GPC 42
2.2.1 Principe du GPC 42
2.2.2 Calcul de la solution optimale 44
2.2.3 Simulation du correcteur GPC 47
2.2.4 Amélioration du GPC 47
2.2.5 Simulation du correcteur R-GPC décomposé 51
2.3 Correcteur IMC optimisé 54
2.3.1 Principe de l'IMC 54
2.3.2 Implémentation et simulation du correcteur IMC 56
2.3.3 Optimisation de l'IMC pour le rejet de perturbations périodiques 56
2.4 Discussion 61
2.4.1 Performances 61
2.4.2 Robustesse 63
2.5 Conclusion 64

2.1 Introduction

2.1.1 Analyse du modèle à commander

Système esclave

Dans cette partie, nous nous intéressons principalement au rejet d'une perturbation périodique $f_e^*(t)$ imposée par l'environnement au robot esclave. Nous nous focalisons sur l'étude de cette interaction en dehors du contexte de la téléopération. Suite aux modèles introduits à la fin du chapitre précédent, le schéma considéré est celui présenté à la figure 2.1. Comme le robot esclave est réversible, le système à prendre en compte est l'ensemble robot-environnement. Le schéma de téléopération choisi étant de type (F-P), on étudie un système qui reçoit une information de position en entrée comme l'esclave du schéma (F-P). La zone en pointillés délimite le

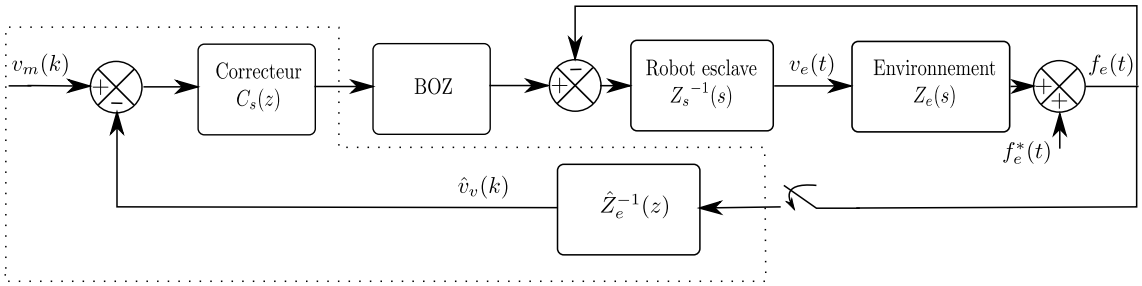


FIGURE 2.1 – Schéma considéré pour la compensation d'effort avec le robot esclave et l'environnement.

correcteur numérique du système et le bloc BOZ désigne le bloqueur d'ordre zéro modélisant l'action du convertisseur numérique-analogique.

Le système que nous désirons asservir a pour fonction de transfert :

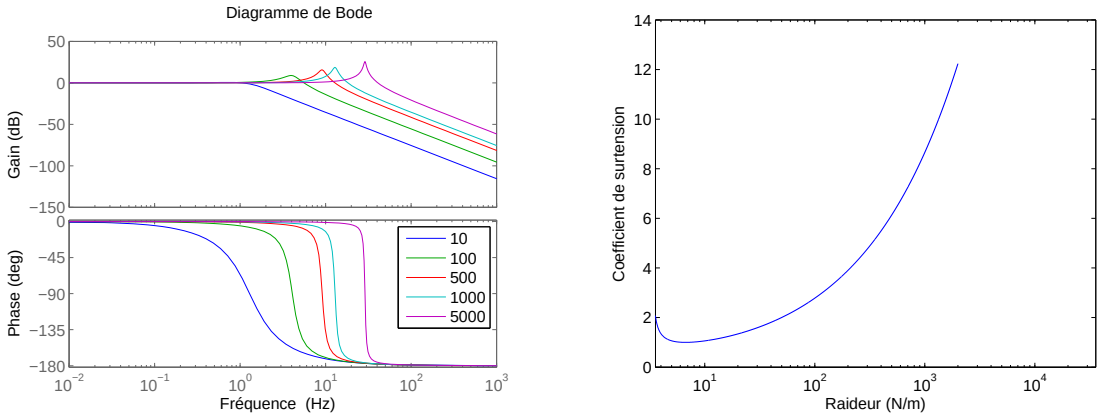
$$G_s(s) = \frac{V_e(s)}{F_{cs}(s)} = \frac{Z_s{}^{-1}(s)}{1 + Z_s{}^{-1}(s)Z_e(s)} \tag{2.1}$$

où $F_{cs}(s)$ est la commande du robot considéré. L'équation (2.1) peut être réécrite en tenant compte des modèles présentés dans le chapitre précédent aux équations (1.2) et (1.3). On obtient :

$$G_s(s) = \frac{s}{m_s s^2 + (b_s + b_e)s + k_e} \tag{2.2}$$

Il est alors possible d'exprimer le coefficient d'amortissement ξ, la pulsation naturelle ω_n ainsi que le coefficient de surtension Q du système $G_s(s)$:

$$\xi = \frac{b_s + b_e}{2\sqrt{k_e m_s}}, \quad \omega_n = \sqrt{\frac{k_e}{m_s}} \quad \text{et} \quad Q = \frac{1}{2\xi\sqrt{1-\xi^2}} \tag{2.3}$$



(a) (b)

FIGURE 2.2 – Evolution du diagramme de Bode et du coefficient de surtension du système en fonction des valeurs de k_e (en $N.m^{-1}$) : (a) diagramme de Bode ; (b) coefficient de surtension.

L'évolution des caractéristiques du système en fonction de la raideur k_e pour $b_e = 0$ est représentée à la figure 2.2. Les systèmes sont représentés sur le diagramme de Bode avec un gain uniformisé afin de mettre en valeur le phénomène de résonance. Le système ne présente pas de résonance dans le cas où :

$$k_e < \frac{(b_s + b_e)^2}{2m_s} \tag{2.4}$$

Concernant le choix de valeurs représentatives de l'environnement, certaines études ont déjà caractérisé l'interaction entre une aiguille et des tissus [Okamura 04b, Barbé 07b]. Avec les données issues de ces publications, il est possible d'approximer la raideur de l'environnement avant l'insertion à $100\,\mathrm{N.m^{-1}}$. Une autre étude [Dominici 11] sur la compensation d'effort utilise des valeurs identifiées de raideur de $300\,\mathrm{N.m^{-1}}$ pour des tissus adipeux, $600\,\mathrm{N.m^{-1}}$ à $1000\,\mathrm{N.m^{-1}}$ pour les muscles cardiaques et plus de $2000\,\mathrm{N.m^{-1}}$ pour les os. Puisque nous nous intéressons, dans un premier temps, à des tâches comme la palpation de l'abdomen, nous avons choisi de prendre une raideur $k_e = 190\,\mathrm{N.m^{-1}}$. Avec ce paramètre, le système $G_s(s)$ a alors les caractéristiques suivantes :

- coefficient d'amortissement $\xi = 0,13$;
- fréquence naturelle $f_n = 5,6\,\mathrm{Hz}$;
- fréquence de résonance $f_r = 5,5\,\mathrm{Hz}$;
- bande passante ou fréquence de coupure $f_c = 8,6\,\mathrm{Hz}$.

Perturbation

Ginhoux et al. [Ginhoux 05] ont identifié les composantes principales du mouvement du cœur d'un cochon. Ce mouvement est dû à la combinaison du mouvement

respiratoire (fréquence fondamentale de $0,25\,\mathrm{Hz}$) et du mouvement cardiaque (fréquence fondamentale de $1,6\,\mathrm{Hz}$). Chacun de ces mouvements engendre également des harmoniques qui peuvent être significatifs jusqu'au cinquième.

La plupart des études sur la compensation d'effort traitent du mouvement cardiaque. Nous avons choisi de ne considérer que la perturbation respiratoire, en écartant pour le moment le mouvement du cœur, jugé trop complexe à cause du mélange des composantes respiratoires et cardiaques, pas nécessairement répétitives. La perturbation respiratoire est, elle, périodique et sa fréquence connue car imposée par un respirateur. La perturbation $f_e^*(t)$ que nous considérons est celle présentée à la figure 2.3. Elle a été générée à partir du mouvement d'un foie porcin dont la trajectoire a été enregistrée au cours d'une expérience in vivo précédente. La perturbation a une durée de cinq cycles avant de redémarrer.

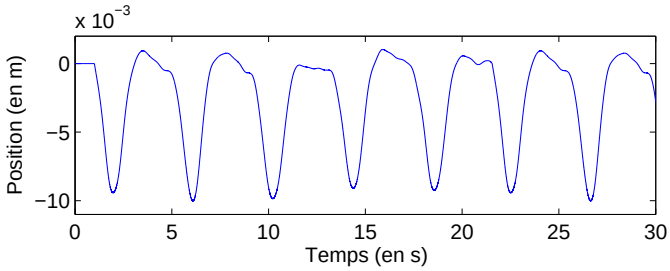


FIGURE 2.3 – Mouvement respiratoire mesuré.

L'analyse spectrale de la perturbation considérée, dont la fréquence fondamentale est $f_1 = 0,25\,\mathrm{Hz}$ indique la présence de deux harmoniques principaux aux fréquences $f_1^2 = 0,5\,\mathrm{Hz}$ et $f_1^3 = 0,75\,\mathrm{Hz}$ (figure 2.4).

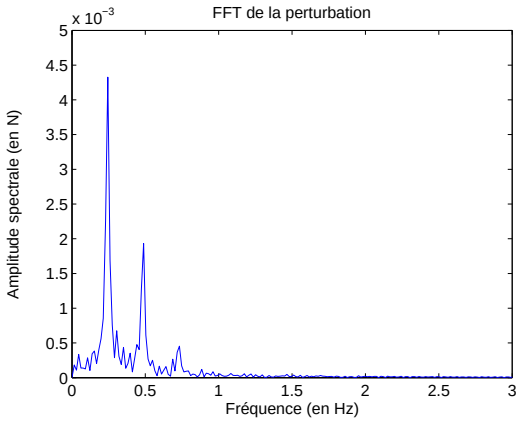


FIGURE 2.4 – Spectre de la perturbation considérée

Dans ce chapitre nous allons introduire les différents correcteurs utilisés afin de compenser cette perturbation. Ces correcteurs seront testés à différentes fréquences. Compte tenu de la forme spectrale de la perturbation, on utilisera $f_i =$

$0,25\,i$ Hz, pour $i = 1, 2, 4, 8$ et 16. A chaque fréquence f_i ainsi définie correspondent les deux harmoniques d'ordre 2 et 3, notés f_i^2 et f_i^3. La présence dans la perturbation de composantes fréquentielles plus élevées que la fréquence de la respiration humaine permet de mettre en avant les performances de rejet et les limites des correcteurs. De cette manière, il est notamment possible d'observer quelle fréquence maximale peut être rejetée compte tenu de la bande passante du système $G_s(s)$ qui vaut $8,6$ Hz dans l'exemple simulé du chapitre 1, réutilisé tout au cours de ce chapitre. Ceci présente l'intérêt de savoir s'il pourrait être envisagé de compenser en téléopération des perturbations périodiques plus rapides que celle de la respiration humaine, comme dans le cas du petit animal qui respire de 30 à 130 fois par minute soit une fréquence respiratoire allant de $0,5$ Hz à $2,2$ Hz [Crosfill 61].

2.1.2 Principe des simulations

Les simulations suivantes sont réalisées sur une durée de 10 s. Elles consistent à appliquer au système de la figure 2.1 une perturbation $f_e^*(t)$ qui débute à t = 1 s. En pratique, v_m n'est pas utilisée car trop bruitée du fait qu'elle s'obtient indirectement par la dérivation du signal de position x_m. De ce fait, il est préférable d'utiliser la mesure de position x_m. Cette modification est aisément implémentable en utilisant la raideur plutôt que l'impédance, c'est à dire en remplaçant $Z_e(s)$ par k_e. La consigne donnée au système esclave est un échelon de 1 cm à l'instant t = 2 s. Etant donnée la valeur de la raideur de l'environnement considérée $k_e = 190\,\mathrm{N.m^{-1}}$, cela correspond à une force de $1,9$ N. Un bruit blanc est également ajouté sur la mesure afin de rendre les résultats plus réalistes pour de futurs essais expérimentaux. Ce bruit a un écart-type d'environ $0,014$ N, ce qui correspond pour le geste considéré ici à un rapport signal-bruit d'environ 42dB. L'amplitude du bruit est d'environ $0,1$ N crête à crête ce qui correspond, par rapport à la valeur de la perturbation non compensée, à un ratio de $4,8\%$. Nous considérons que les résultats obtenus au cours des simulations ne pourront être meilleurs que ces valeurs.

2.1.3 Les limites des techniques de commande élémentaires

Tout d'abord nous avons utilisé un correcteur synthétisé avec une méthode par placement de pôles (PP) à l'aide de l'outil RLTOOL de Matlab, en respectant les étapes suivantes :

1. ajout d'un intégrateur pour garantir une erreur statique nulle ;
2. ajout d'un zéro afin d'améliorer la stabilité du système, diminuée par l'intégrateur ajouté précédemment ;
3. ajout de deux zéros complexes afin d'augmenter l'amortissement du système et de deux pôles réels afin de rendre le correcteur causal.

Le résultat des simulations est montré à la figure 2.5. Comme dans tout le reste du chapitre, sauf exception, les courbes sont les suivantes :

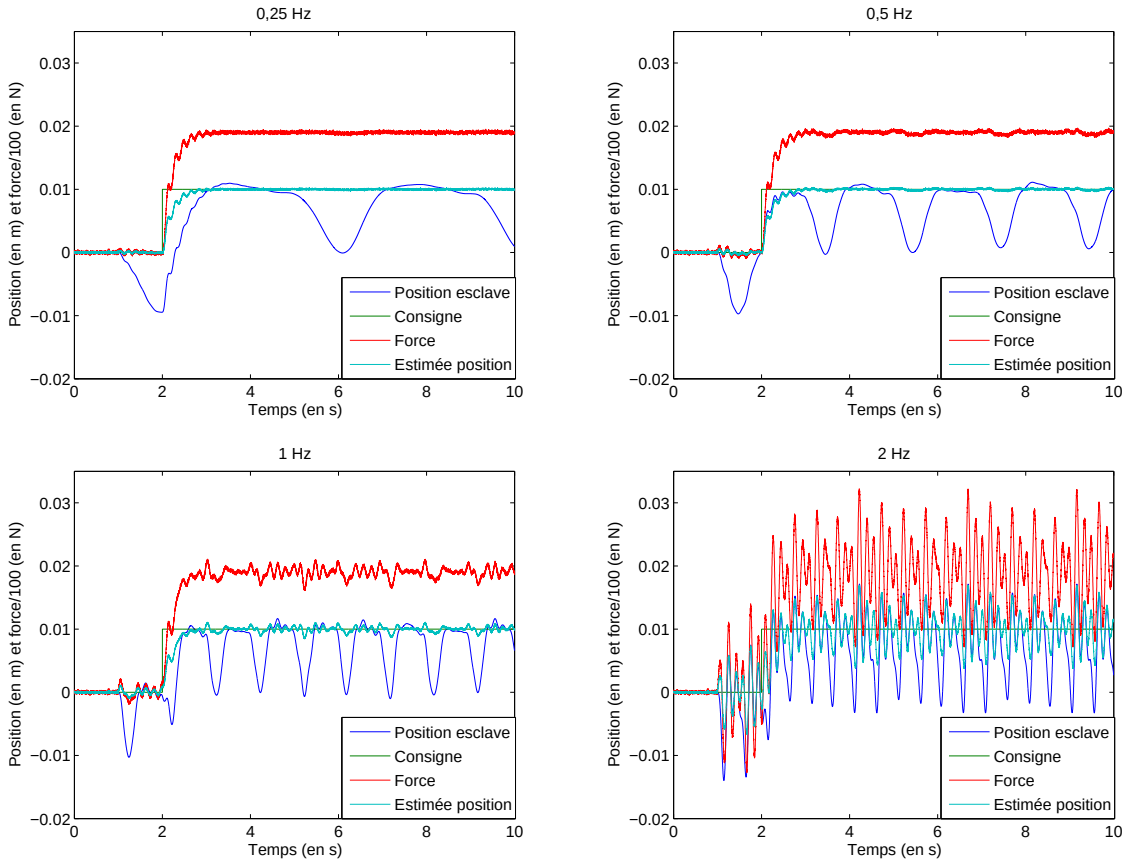


FIGURE 2.5 – Simulation d'un correcteur calculé par placement de pôles avec une fréquence de perturbation allant de $0,25\,\text{Hz}$ à $2\,\text{Hz}$.

- la courbe rouge représente la force $f_e(t)$ appliquée par l'environnement sur le robot esclave. Afin de pouvoir visualiser cette courbe avec les autres, une mise à l'échelle a été effectuée de telle sorte que la valeur affichée a été divisée par 100 ;
- la courbe verte représente la consigne $x_m(t)$ du système ;
- la courbe bleue représente la position de l'esclave $x_s(t)$, tel que $X_s(s) = \frac{V_s(s)}{s} = \frac{V_e(s)}{s}$ au contact. Lorsque le rejet de perturbation périodique est effectif, en régime permanent, $x_s(t)$ décrit le mouvement de la perturbation ;
- la courbe turquoise représente la position virtuelle estimée de l'esclave $\hat{x}_v(t)$, qui est idéalement la position de l'esclave $x_s(t)$ en l'absence de perturbation.

La compensation d'effort est bonne à très bonne pour une perturbation de fréquence fondamentale de $0,5$ Hz ou 1 Hz. Le temps de réponse du système à 5% est plutôt lent, de l'ordre de 1 s, mais cela reste correct devant la période de la perturbation. De plus, on peut remarquer de légères oscillations pendant le régime transitoire dues à la nature très peu amortie du système, ici insuffisamment corrigée par le correcteur. Sur la figure 2.5 pour une perturbation de fréquence fondamentale de 1 Hz, on distingue une nette augmentation de l'erreur résiduelle. Enfin, la figure 2.5 illustre le fait qu'à partir d'une fréquence fondamentale de la perturbation de 2 Hz, les performances diminuent de manière importante (compte tenu de cela, la courbe avec une perturbation de 4 Hz n'est pas présentée).

Afin de quantifier les résultats, certaines grandeurs liées à la force $f_e(t)$ sont introduites. Elles sont définies à la figure 2.6. Tout d'abord, seul le régime permanent,

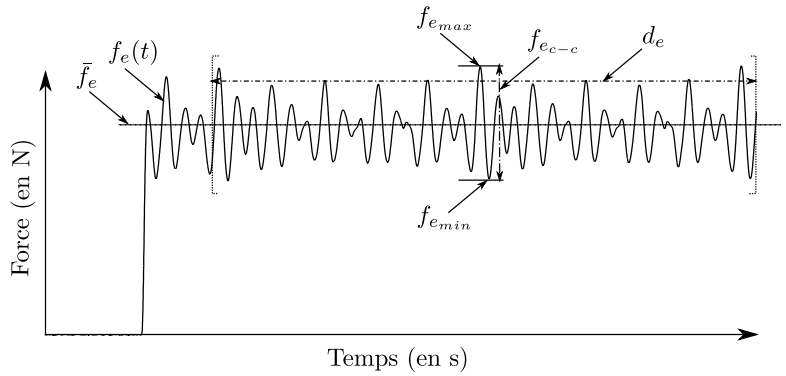


FIGURE 2.6 – Illustrations des notations utilisées pour quantifier les performances du rejet de perturbation.

ici associé à un intervalle temporel de durée d_e, est considéré. La valeur moyenne $\bar{f}_e$ sur cet intervalle est alors calculée, ainsi que les valeurs $f_{e_{min}}$, $f_{e_{max}}$ et $f_{e_{c-c}}$ qui représentent respectivement la force minimale, la force maximale et l'amplitude crête à crête $f_{e_{c-c}} = f_{e_{max}} - f_{e_{min}}$. Le pourcentage $R_{\%}$ représente le rapport de $f_{e_{c-c}}$ à la valeur crête à crête de l'effort ressenti s'il n'y avait aucun rejet de perturbation, soit $2,1$ N. Enfin on note σ_e l'écart-type de la force $f_e(t)$. Ces deux dernières valeurs

permettent notamment d'évaluer les performances du correcteur en termes de rejet de perturbation. Une note N_c allant de $---$ à $+++$ est donnée afin de permettre au lecteur de mieux apprécier les performances du correcteur. Le tableau 2.1 regroupe l'ensemble des résultats obtenus dans la simulation précédente.

Il est important de signaler que ces valeurs constituent des indications de performances mais ne suffisent pas à garantir que la sensation haptique sera optimale dans le cadre d'une application avec retour d'effort. Ce point particulier sera détaillé au chapitre suivant.

f_i (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)	N_c
$0,25$	$1,9$	$1,84$	$1,95$	$0,11$	$5,2$	$0,015$	$+++$
$0,5$	$1,9$	$1,82$	$1,97$	$0,15$	$7,1$	$0,023$	$++$
1	$1,9$	$1,61$	$2,11$	$0,50$	$23,8$	$0,083$	0
2	$1,9$	$0,72$	$3,22$	$2,51$	$119,5$	$0,557$	$---$
4	$1,9$	$0,32$	$3,72$	$3,40$	$161,9$	$0,846$	$---$

TABLE 2.1 – Résultats obtenus en compensation d'effort avec un correcteur par placement de pôles.

2.1.4 Les grandes familles de correcteurs

Comme l'a montré le paragraphe précédent, les correcteurs de type PID ou placement de pôles peuvent suffire à rejeter une perturbation périodique, si celle-ci est lente par rapport au temps de réponse du système. Dans le cas contraire, il y a alors deux possibilités : améliorer la loi de commande ou améliorer la bande passante du mécanisme, ce qui n'est pas toujours faisable. La principale solution est donc d'améliorer la loi de commande.

Les solutions existantes pour cela consistent principalement à fournir une commande avec anticipation au système. Il existe différentes manières de procéder, par :

- l'ajout d'un modèle de la perturbation dans la synthèse du correcteur ;
- l'apprentissage itératif ;
- l'estimation ou la prédiction de la perturbation.

L'ajout d'un modèle de la perturbation fait référence à la commande par modèle interne (IMC d'après l'anglais, Internal Model Control) [Wang 09]. Elle consiste à inclure un filtre destiné à améliorer le gain du correcteur à une fréquence donnée. Un des exemples de cette commande est la commande répétitive. En effet, dans les correcteurs répétitifs, l'effet de la répétition est introduit dans le modèle par un générateur de signal périodique.

La commande par apprentissage itératif consiste à utiliser les erreurs passées afin de modifier le signal de commande pour minimiser l'erreur future [Bristow 06]. Un de ses principaux avantages est qu'il est possible de l'utiliser avec des systèmes dont les paramètres sont mal connus [Cagneau 07]. Un de ses inconvénients est qu'elle est caractérisée par des transitoires qui peuvent être longs ou conduire à l'instabilité.

La troisième solution évoquée consiste à estimer voire à prédire la perturbation à compenser. Différents algorithmes ont été développés pour cela. Une méthode consiste à extraire hors-ligne un modèle de la perturbation, puis à prédire en temps-réel la perturbation en se basant sur le modèle extrait [Nakamura 01]. D'autres algorithmes plus évolués analysent en temps réel la perturbation [Bebek 06, Ginhoux 03]. Plus récemment, Cortesao et Poignet [Cortesao 09] ont proposé d'utiliser un observateur actif pour estimer la perturbation. Cet observateur suppose que les perturbations physiologiques étudiées (cardiaques) sont bien représentées par des fonctions du deuxième ordre. Dans le cas de perturbations considérées comme périodiques ou quasi-périodiques, il est possible de décomposer la perturbation comme une somme de sinus et de cosinus. Deux algorithmes ont principalement été utilisés : le W-FLC [Riviere 98], déjà évoqué, et celui proposé par Bodson dans [Bodson 97]. L'avantage de ces deux algorithmes est qu'ils sont également adaptatifs, les rendant de ce fait très intéressants pour l'estimation de perturbations quasi-périodiques dont la fréquence peut varier dans le temps, comme c'est le cas pour les mouvements cardiaques. Néanmoins ces techniques d'estimation des coefficients de la décomposition de Fourier de la perturbation ont quelques inconvénients [Ginhoux 03] :

- elles introduisent du bruit haute fréquence à la sortie du signal à mesurer par la multiplication de termes en sinus et cosinus ;
- l'observateur a besoin d'être excité afin de mesurer la perturbation. Or une fois le système asservi, il peut être difficile de la mesurer en fonction du type de capteur. Une solution envisageable est par exemple l'utilisation d'une caméra déportée.

Pour toutes ces solutions où la perturbation est estimée, il est possible d'utiliser différents types de correcteurs. Parmi les exemples de lois de commande rencontrées, on trouve la commande prédictive [Ginhoux 03, Bebek 07], la commande robuste H_∞ [Bachta 08] ou bien encore la commande PID [Yuen 10]. Dans notre cas, l'estimation de la perturbation ne semble pas la solution la plus adaptée car elle est source d'introduction de bruit. De plus, elle risque d'être incompatible avec la mesure d'effort qui n'est pas déportée. Notre choix s'est en revanche porté sur : 1) une solution de type répétitive et prédictive car elle permet de prendre en compte l'hypothèse de la perturbation périodique et de calculer la solution optimale ; 2) une solution de type commande par modèle interne pour sa simplicité de mise en œuvre. Nous considérons donc pour notre problème l'utilisation de deux techniques différentes que nous comparerons :

1. le R-GPC qui est un correcteur à la fois prédictif et répétitif ;
2. le M-IMC qui appartient à la famille des correcteurs par modèle interne, sans

toutefois utiliser un modèle précis de la perturbation. Par rapport à l'IMC standard, il utilise un filtre différent dont l'objectif est de fournir un gain aussi proche que possible de l'unité à la fréquence considérée.

2.2 Correcteur R-GPC

Le R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Control)[Ginhoux 03] qui dérive du correcteur GPC propose une solution intéressante, en associant commande prédictive et commande répétitive. Dans la commande prédictive, où il est nécessaire de connaître le modèle du système, la consigne connue à l'avance sur un horizon de prédiction fini est utilisée pour calculer la commande à appliquer pour minimiser l'écart entre la sortie et la consigne.

2.2.1 Principe du GPC

Le correcteur GPC appartient à la famille des correcteurs optimaux à horizon fini. Il a l'avantage de pouvoir prendre en compte une consigne connue à l'avance et cette propriété lui confère donc un statut de correcteur prédictif [Camacho 04]. Dans le cas général, on note $r(k)$, $y(k)$ et $u(k)$, des vecteurs de dimensions respectives $n \times 1$, $n \times 1$, $m \times 1$ désignant la consigne, la sortie et la commande du système considéré à l'instant k. On définit des entiers naturels strictement positifs N_1, N_2 et N_u qui représentent respectivement les horizons d'initialisation, de prédiction et de commande. La stratégie est la suivante :

- à chaque instant k, les sorties futures $y(k+j|k)$ sont prédites pour $1 < j \leq N_2$. La notation $y(k+j|k)$ représente la prédiction à l'instant k de la sortie à l'instant $k+j$. Cette prédiction est réalisée à partir de la connaissance du modèle à commander, des entrées et sorties passées ainsi que des commandes futures $u(k+j|k)$ pour $0 < j \leq N_u$, à calculer ;
- les commandes futures sont calculées en minimisant un critère, afin de réduire l'écart entre les sorties prédites $y(k+j|k)$ et les consignes $r(k+j)$ du système pour $1 \leq j \leq N_2$. Couramment, le critère choisi est une fonction quadratique de l'erreur entre les consignes et les prédictions de sorties. Il est également classique d'inclure dans le critère de minimisation l'énergie de commande ;
- une fois les commandes futures calculées, seule la première commande $u(k|k)$ est appliquée au système. Le processus se poursuit alors itérativement.

Cette minimisation peut être résolue de manière analytique. Le minimum peut alors être exprimé à chaque instant comme une fonction linéaire des entrées et sorties passées ainsi que des consignes futures. Cette propriété permet de calculer hors-ligne le gain optimal qui minimise la fonction de coût. Le temps de calcul nécessaire dépend de la valeur des différents horizons choisis ainsi que du nombre de variables.

Pour implémenter le GPC, le procédé à asservir est représenté par un modèle de type ARIMAX (Auto Regressive Integrated Moving Average with eXternal inputs)

à m entrées et n sorties :

$$\mathbb{A}(q^{-1})y(k) = \mathbb{B}(q^{-1})u(k-1) + \frac{\mathbb{C}(q^{-1})}{\Delta(q^{-1})}b(k) \tag{2.5}$$

où q^{-1} est l'opérateur de retard, $\mathbb{A}(q^{-1})$ et $\mathbb{C}(q^{-1})$ sont des matrices polynomiales moniques de dimensions $n \times n$, $\mathbb{B}(q^{-1})$ est une matrice polynomiale de dimension $n \times m$, définies[1] ainsi :

$$\mathbb{A}(q^{-1}) = I_{n\times n} + A_1 q^{-1} + A_2 q^{-2} + \cdots + A_{n_a} q^{-n_a} \tag{2.6}$$

$$\mathbb{B}(q^{-1}) = q^{-d}(B_0 + B_1 q^{-1} + B_2 q^{-2} + \cdots + B_{n_b} q^{-n_b}) \tag{2.7}$$

$$\mathbb{C}(q^{-1}) = I_{n\times n} + C_1 q^{-1} + C_2 q^{-2} + \cdots + C_{n_c} q^{-n_c} \tag{2.8}$$

avec $n_a \in \mathbb{N}^*$, $n_b \in \mathbb{N}$ et $n_c \in \mathbb{N}^*$ les degrés des différents polynômes. A_i, B_i et C_i sont des matrices à coefficient réels. $I_{n\times n}$ est la matrice identité de dimension $n \times n$. d représente le retard pur du système. $b(k)$ est un vecteur de dimension $n \times 1$ représentant un bruit blanc de moyenne nulle, éventuellement une perturbation. Le polynôme $\Delta(q^{-1})$ est souvent pris égal à l'opérateur de différenciation discrète $\delta(q^{-1})$, soit :

$$\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) = (1 - q^{-1}) \tag{2.9}$$

De cette manière, on force le correcteur à avoir une action intégrale. On suppose que les éléments de $b(k)$ sont indépendants et qu'ils agissent séparément sur chacun des termes de la sortie. Ceci se traduit par une matrice $\mathbb{C}$ diagonale. Afin de simplifier, les polynômes de la diagonale seront choisis identiques, de sorte que :

$$\mathbb{C} = C(q^{-1})I_{n\times n} \tag{2.10}$$

avec $C(q^{-1})$ un polynôme de degré n_c. Le bruit blanc $b(k)$ est coloré par la présence du polynôme $C(q^{-1})$. Ce dernier permet donc ainsi de tenir compte des bruits propres au système étudié.

La commande consiste à minimiser une fonction de coût quadratique qui utilise l'écart entre les prédictions futures $y(k+j|k)$ et les consignes futures $r(k+j)$, ainsi que l'énergie de la commande. Cette fonction s'écrit de la manière suivante :

$$J(u,k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \left\| y(k+j|k) - r(k+j) \right\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_u} \left\| \delta u(k+j-1) \right\|^2$$
$$\text{avec : } N_u < N_2 \text{ et } \delta u(k+j) = 0,\ \forall j \geq N_u \tag{2.11}$$

où λ est un facteur de pondération permettant de modifier l'énergie de la commande. Plus λ est élevé, plus l'énergie de commande est pénalisée lors de la minimisation du critère. Au contraire, plus λ est faible et plus la commande favorise le suivi au détriment de la minimisation de l'énergie. Ce terme permet donc de faire un compromis entre la rapidité de la réponse et la saturation de la commande.

1. Afin d'alléger l'écriture, on omettra par la suite la dépendance q^{-1} dans les matrices polynomiales.

2.2.2 Calcul de la solution optimale

Les grands principes de la mise en place du GPC sont décrits par la suite. Pour de plus amples détails, le lecteur se réfèrera à [Camacho 04]. Afin de pouvoir minimiser le critère J, il est nécessaire d'exprimer analytiquement les prédictions $y(k+j|k)$ pour $N_1 \leq j \leq N_2$ et les commandes $u(k+j|k)$ pour $1 \leq j \leq N_u$.

Le calcul des prédictions $y(k+j|k)$ s'effectue comme suit. Tout d'abord l'écriture suivante sera adoptée en utilisant les propriétés de l'opérateur $\delta(q^{-1}) = \delta$:

$$\delta(q^{-1})x(k) = (1-q^{-1})x(k) = x(k) - x(k-1) = \delta x(k) \tag{2.12}$$

Avec cette écriture, l'équation du modèle (2.5) donne :

$$\mathbb{A}\delta y(k) = \mathbb{B}\delta u(k-1) + \mathbb{C}b(k) \tag{2.13}$$

Soit maintenant, l'équation diophantienne :

$$\mathbb{C} = \mathbb{E}_j\mathbb{A}\delta + q^{-j}\mathbb{F}_j \tag{2.14}$$

où

$$\mathbb{E}_j = I_{n\times n} + E_1^{(j)}q^{-1} + \cdots + E_{j-1}^{(j)}q^{-j+1} \tag{2.15}$$

$$\mathbb{F}_j = F_0^{(j)} + F_1^{(j)}q^{-1} + \cdots + F_{n_f}^{(j)}q^{-n_f^{(j)}} \tag{2.16}$$

où $\mathbb{E}_j$ et $\mathbb{F}_j$ sont des matrices polynomiales de dimensions $n \times n$, de degrés respectifs $j-1$ et $n_f^{(j)} = \max(n_a, n_c - j)$ et les solutions uniques de l'équation (2.14). $E_i^{(j)}$ et $F_i^{(j)}$ sont des matrices à coefficients réels. En multipliant l'équation (2.13) par $\mathbb{E}_j q^j$, il vient :

$$\mathbb{E}_j\mathbb{A}\delta y(k+j) = \mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta u(k+j-1) + \mathbb{E}_j\mathbb{C}b(k+j) \tag{2.17}$$

En injectant ensuite l'équation (2.14) dans l'équation (2.17), on obtient :

$$(\mathbb{C} - q^{-j}\mathbb{F}_j)y(k+j) = \mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta u(k+j-1) + \mathbb{E}_j\mathbb{C}b(k+j) \tag{2.18}$$

On obtient après développement et en tenant compte de la forme particulière de $\mathbb{C}$:

$$y(k+j) = \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j y(k) + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta u(k+j-1) + \mathbb{E}_j b(k+j) \tag{2.19}$$

La matrice polynomiale $\mathbb{E}_j$ étant de degré $j-1$, le seul terme de l'équation (2.19) faisant référence à une valeur future est le terme $\mathbb{E}_j b(k+j)$. Or ce terme est formé à partir du bruit blanc gaussien que l'on peut considérer indépendant des signaux mesurables à l'instant k. De ce fait, on peut écrire la prédiction de la sortie à l'instant $k+j$ sous la forme suivante :

$$y(k+j|k) = \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j y(k) + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta u(k+j-1) \tag{2.20}$$

Néanmoins, le terme $\mathbb{C}^{-1}\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta u(k+j-1)$ contient des valeurs de δu entre les instants $k - n_c - n_b - d$ et $k+j-1-d$. La fonction de coût ne nécessitant que les valeurs

futures et la valeur présente de δu, il est souhaitable de séparer les valeurs passées dans l'équation (2.20). Pour cela, il faut alors résoudre une équation diophantienne supplémentaire :

$$\mathbb{E}_j\mathbb{B} = \mathbb{C}\mathbb{G}_j + q^{-j}\mathbb{H}_j \tag{2.21}$$

où

$$\mathbb{G}_j = G_0^{(j)} + G_1^{(j)}q^{-1} + \cdots + G_{j-1}^{(j)}q^{-j+1} \tag{2.22}$$

$$\mathbb{H}_j = H_0^{(j)} + H_1^{(j)}q^{-1} + \cdots + H_{n_h}^{(j)}q^{-n_h} \tag{2.23}$$

sont des matrices polynomiales de dimensions $n \times n$, de degrés respectifs $j-1$ et $n_h = \max(n_c, n_b + d) - 1$ et les solutions uniques de l'équation (2.21). $G_i^{(j)}$ et $H_i^{(j)}$ sont des matrices à coefficients réels.

En remplaçant le terme de l'équation (2.21) dans l'équation (2.20) on obtient :

$$\begin{aligned} y(k+j|k) &= \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j y(k) + \mathbb{G}_j\delta u(k+j-1) + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{H}_j\delta u(k-1) && (2.24)\\ &= \mathbb{G}_j\delta u(k+j-1) + \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_j\delta u(k-1) + \mathbb{F}_j y(k)] && (2.25) \end{aligned}$$

Le premier terme de l'équation (2.25) donne la réponse qui découlera des commandes futures, dite réponse forcée, alors que le second terme donne la réponse qui découlera des commandes déjà appliquées, dite réponse libre.

Soit $\mathbf{l}$, un vecteur de dimension $(N_2 - N_1 + 1)n$ constitué de la réponse libre du système pour les instants d'échantillonnage compris entre $k + N_1$ (horizon d'initialisation) et $k + N_2$ (horizon de prédiction) ;

$$\mathbf{l} = \begin{bmatrix} \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_1}\delta u(k-1) & + & \mathbb{F}_{N_1}y(k)] \\ \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_1+1}\delta u(k-1) & + & \mathbb{F}_{N_1+1}y(k)] \\ \vdots & \vdots & \\ \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_2}\delta u(k-1) & + & \mathbb{F}_{N_2}y(k)] \end{bmatrix} \tag{2.26}$$

Soit $\delta\mathbf{u}$, un vecteur de dimension $N_u m$, le vecteur contenant les incréments de commande, sachant que $\delta u(k+j) = 0, \forall j \geq N_u$:

$$\delta\mathbf{u} = \left[\delta u(k)^T \quad , \delta u(k+1)^T \quad , \ldots \quad , \delta u(k+N_u-1)^T\right]^T \tag{2.27}$$

Soit $\hat{\mathbf{y}}$, un vecteur de dimension $(N_2 - N_1 + 1)n$ contenant les prédictions des sorties à partir de l'horizon d'initialisation à l'horizon de prédiction :

$$\hat{\mathbf{y}} = \left[y(k+N_1|k)^T, \quad y(k+N_1+1|k)^T, \quad \ldots, \quad y(k+N_2|k)^T\right]^T \tag{2.28}$$

On peut alors reformuler sous forme matricielle l'équation (2.25) :

$$\hat{\mathbf{y}} = G\delta\mathbf{u} + \mathbf{l} \tag{2.29}$$

avec G une matrice de dimensions $(N_2 - N_1 + 1)n \times N_u m$ définie par :

$$G = \begin{bmatrix} G_{N_1-1} & \dots & G_0 & \dots & \dots & 0 \\ G_{N_1} & G_{N_1-1} & \dots & G_0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ G_{N_u-1} & G_{N_u-2} & G_{N_u-3} & \dots & \dots & G_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ G_{N_2-1} & G_{N_2-2} & G_{N_2-3} & \vdots & G_{N_2-N_u+1} & G_{N_2-N_u} \end{bmatrix} \tag{2.30}$$

Les termes G_i avec $0 \leq i \leq N_2 - 1$ sont des matrices $n \times m$ qui sont les coefficients de la matrice polynomiale $\mathbb{G}_j$ de l'équation (2.22). La fonction de coût de l'équation (2.11) s'écrit à présent :

$$J = (\hat{\mathbf{y}} - \mathbf{r})^T(\hat{\mathbf{y}} - \mathbf{r}) + \lambda \delta \mathbf{u}^T \delta \mathbf{u} \tag{2.31}$$

où $\mathbf{r}$ est un vecteur de dimensions $(N_2 - N_1 + 1)n$ contenant les échantillons de référence futurs, de l'horizon d'initialisation à l'horizon de prédiction :

$$\mathbf{r} = \begin{bmatrix} r(k+N_1)^T & , \dots, & r(k+N_2)^T \end{bmatrix}^T \tag{2.32}$$

La valeur minimale de J est obtenue pour $\delta \mathbf{u} = \delta \mathbf{u}^*$, valeur qui annule la dérivée partielle de J par rapport à δu :

$$\delta \mathbf{u}^* = (G^T G + \lambda I)^{-1} G^T (\mathbf{r} - \mathbf{l}) = K(\mathbf{r} - \mathbf{l}) \tag{2.33}$$

où K, de dimension $N_u m \times (N_2 - N_1 + 1)n$, est la matrice de gain optimal du correcteur GPC, qui peut être calculée hors ligne dans le cas où le modèle ne varie pas. Pour l'envoi de la commande, seul le premier incrément est conservé par rapport à l'ensemble des incréments calculés, en accord avec le principe d'horizon fuyant. Cela correspond à :

$$\delta u^*(k) = \begin{bmatrix} I_{m\times m} & 0 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \delta \mathbf{u}^* \tag{2.34}$$

Finalement, la commande appliquée est obtenue en calculant

$$u(k) = u(k-1) + \delta u^*(k) \tag{2.35}$$

avec

$$\begin{aligned} \delta u^*(k) = {} & K_{11}[r(k+N_1) - \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_1}\delta u(k-1) + \mathbb{F}_{N_1} y(k)]] \\ & + K_{12}[r(k+N_1+1) - \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_1+1}\delta u(k-1) + \mathbb{F}_{N_1+1} y(k)]] \\ & \vdots \\ & + K_{1(N_2-N_1+1)}[r(k+N_2) - \mathbb{C}^{-1}[\mathbb{H}_{N_2}\delta u(k-1) + \mathbb{F}_{N_2} y(k)]] \end{aligned} \tag{2.36}$$

où les K_{1j} sont des matrices réelles $m \times n$ formant la première ligne de la matrice de gain optimal K introduite à l'équation (2.33).

2.2.3 Simulation du correcteur GPC

Le correcteur GPC a été simulé pour le système défini à la section 2.1.1, avec les paramètres suivants :

- $\lambda = 0,0001$;
- $C(q^{-1}) = 1 - 0,99\ q^{-1}$;
- période d'échantillonnage $T_e = 1\,\text{ms}$;
- $N_1 = 1$;
- $N_2 = 100$;
- $N_u = 40$.

Le polynôme $C(q^{-1}) = 1 - 0,99\ q^{-1}$ permet d'ajuster l'action intégrale souhaitée du correcteur. Plus le terme en q^{-1} se rapproche de -1 moins l'action intégrale du correcteur R-GPC est importante. Le paramètre N_2 est choisi de sorte qu'il soit plus grand que le temps de réponse du système, qui vaut 80 ms, en nombre de périodes d'échantillonnages T_e. Le paramètre N_u est choisi tel que $N_u < N_2$. Les résultats sont donnés à la figure 2.7. Avec ce réglage, le temps de réponse à 5% sans perturbation est de 83 ms avec un dépassement de l'ordre de 3%. La compensation est excellente jusqu'à $0,5$ Hz. Pour une perturbation à la fréquence fondamentale de 1 Hz les résultats sont encore bons avec une variation de force ressentie crête à crête d'environ $0,20$ N soit $9,5\%$. A partir de 2 Hz le rejet de perturbation se dégrade et est quasi inexistant à 4 Hz avec un ratio de force crête à crête de 79%. L'ensemble des résultats sont rassemblés dans le tableau 2.2.

f_i (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)	N_c
$0,25$	$1,9$	$1,85$	$1,95$	$0,10$	$4,8$	$0,014$	$+++$
$0,5$	$1,9$	$1,85$	$1,96$	$0,11$	$5,2$	$0,016$	$+++$
1	$1,9$	$1,80$	$2,01$	$0,20$	$9,5$	$0,030$	$+$
2	$1,9$	$1,56$	$2,11$	$0,54$	$25,7$	$0,106$	0
4	$1,9$	$0,85$	$2,51$	$1,66$	79	$0,378$	$--$

TABLE 2.2 – Résultats obtenus en compensation d'effort avec un correcteur GPC.

2.2.4 Amélioration du GPC

Prise en compte du mouvement périodique

Comme attendu, les performances en rejet de perturbation du GPC dans sa forme classique chutent lorsque la fréquence de la perturbation augmente comme le montre les résultats précédents. Pour limiter cet effet, Ginhoux et al. [Ginhoux 03]

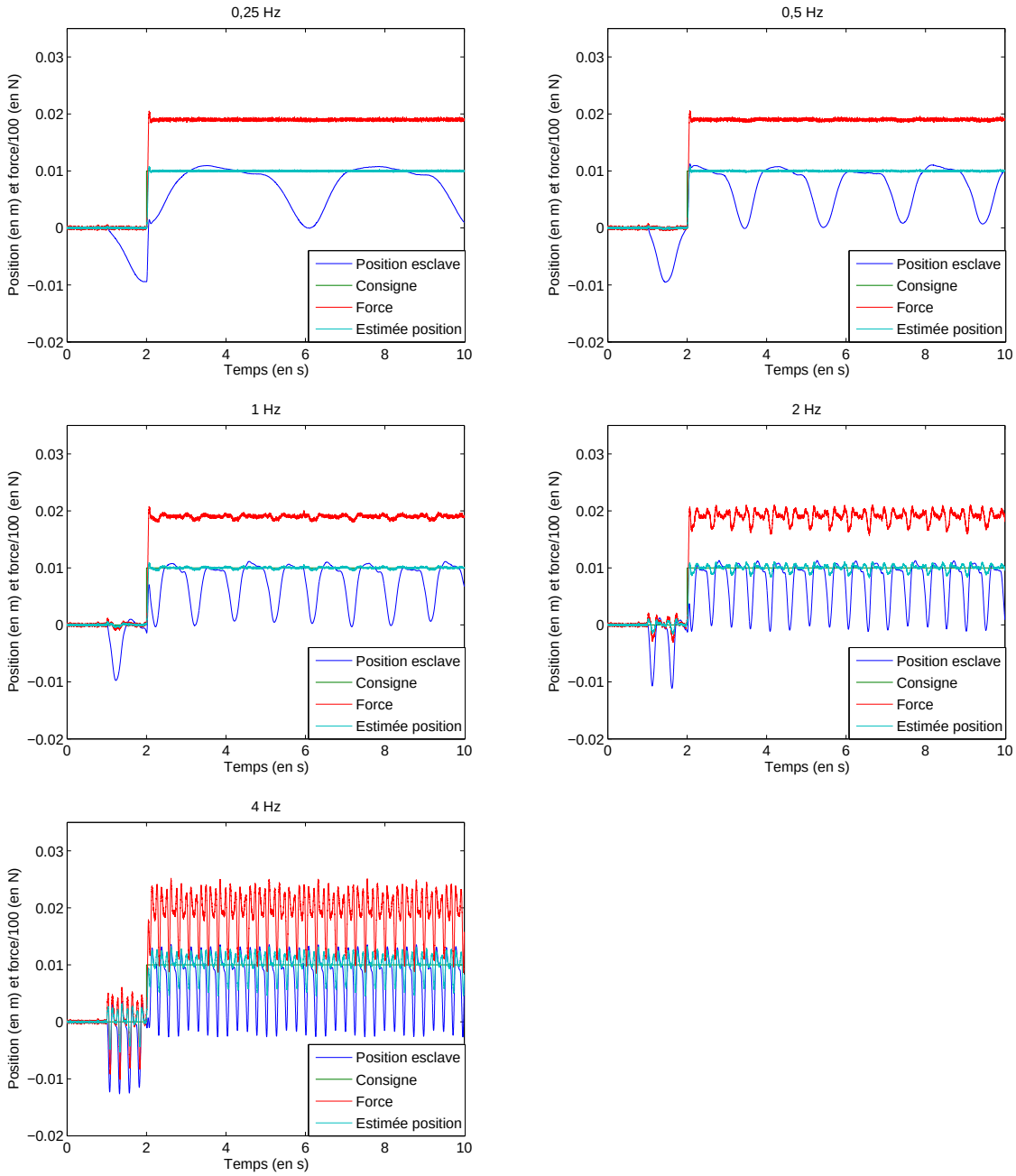


FIGURE 2.7 – Simulation d'un correcteur GPC avec une fréquence de perturbation allant de $0,25\,\text{Hz}$ à $4\,\text{Hz}$.

ont suggéré de modifier le polynôme Δ de l'équation (2.5), initialement choisi égal à $1 - q^{-1}$. Ce choix permet le rejet d'une perturbation constante grâce à une action intégrale, mais afin de pouvoir rejeter plus efficacement une perturbation périodique, un modèle de bruit répétitif est ajouté au polynôme $\Delta(q^{-1})$:

$$\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1})\Delta_R(q^{-1}) \tag{2.37}$$

où

$$\Delta_R(q^{-1}) = 1 - \alpha q^{-T} \tag{2.38}$$

est un opérateur répétitif de période $T \in \mathbb{N}^*$ telle que $T > 2$ exprime la période en nombre d'échantillons. Le coefficient $\alpha \in \mathbb{R}^+$, tel que $0 < \alpha \leq 1$, est le facteur d'oubli. Ce dernier agit comme un filtre, dont le but est de limiter la répétition des périodes déjà passées. Il permet notamment d'augmenter la robustesse au bruit de l'action répétitive. L'ajout de l'action répétitive à la commande GPC classique constitue une nouvelle loi de commande, dénommée R-GPC.

Décomposition du R-GPC

Un des problèmes lié à l'utilisation de ce correcteur dans un schéma de télé-opération vient du fait que la répétition s'appliquera à la consigne donnée par le chirurgien, ce qui n'est pas souhaitable. Pour cela, Ginhoux et al. [Ginhoux 03] ont proposé de décomposer le correcteur R-GPC, en séparant la commande selon le principe suivant :

$$y(k) = y_{th}(k) + \epsilon(k) \tag{2.39}$$

où $y(k)$ est la sortie réelle du système, $y_{th}(k)$ sa sortie théorique estimée à partir du modèle et $\epsilon(k)$ l'erreur entre la sortie mesurée et la sortie théorique à laquelle s'ajoute le bruit inhérent à tout système réel et les perturbations éventuelles. Comme la sortie théorique $y_{th}(k)$ n'est soumise à aucun bruit ni à aucune perturbation, on obtient, d'après les équations (2.5) et (2.39),

$$\begin{cases} \mathbb{A}y_{th}(k) = \mathbb{B}u_1(k-1) \\ \mathbb{A}\epsilon(k) = \mathbb{B}u_2(k-1) + \dfrac{\mathbb{C}}{\Delta}b(k) \end{cases} \tag{2.40}$$

où la commande appliquée au système est alors décomposée en deux sous-commandes : $u_1(k)$, la commande destinée à suivre la consigne et $u_2(k)$, la commande destinée à rejeter les perturbations avec :

$$u(k) = u_1(k) + u_2(k) \tag{2.41}$$

En multipliant la première ligne de l'équation (2.40) par $\delta(q^{-1})$ et la deuxième ligne par $\Delta(q^{-1})$, on obtient :

$$\begin{cases} \mathbb{A}\delta y_{th}(k) = \mathbb{B}\delta u_1(k-1) \\ \mathbb{A}\Delta_R\delta\epsilon(k) = \mathbb{B}\Delta_R\delta u_2(k-1) + \mathbb{C}b(k) \end{cases} \tag{2.42}$$

Il est alors possible de définir $\mathbb{A}_R = \mathbb{A}\Delta_R$ et $\mathbb{B}_R = \mathbb{B}\Delta_R$ et de récrire le modèle ARIMAX sous la forme :

$$\begin{cases} \mathbb{A}\delta y_{th}(k) = \mathbb{B}\delta u_1(k-1) \\ \mathbb{A}_R\delta\epsilon(k) = \mathbb{B}_R\delta u_2(k-1) + \mathbb{C}b(k) \end{cases} \tag{2.43}$$

La fonction de coût est alors modifiée :

$$\begin{aligned} J(u,k) &= J(u_1,k) + J(u_2,k) \\ &= \sum_{j=N_1}^{N_2} \left\| y_{th}(k+j|k) - r(k+j) \right\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_u} \left\| \delta u_1(k+j-1) \right\|^2 \\ &+ \sum_{j=N_1}^{N_2} \left\| \epsilon(k+j|k) \right\|^2 + \mu \sum_{j=1}^{N_u} \left\| \delta u_2(k+j-1) \right\|^2 \end{aligned} \tag{2.44}$$

ce qui introduit un nouveau paramètre de réglage, qui est le coefficient de pondération μ. Il a un rôle similaire à celui de λ et permet d'ajuster l'énergie de commande destinée au rejet de perturbation. L'avantage que cela procure est de pouvoir régler indépendamment le correcteur pour le suivi de consigne et pour le rejet. La commande du R-GPC ainsi décomposée peut être représentée par le schéma de la figure 2.8. $G(s)$ représente le système physique à 1 degré de liberté (DDL) que l'on

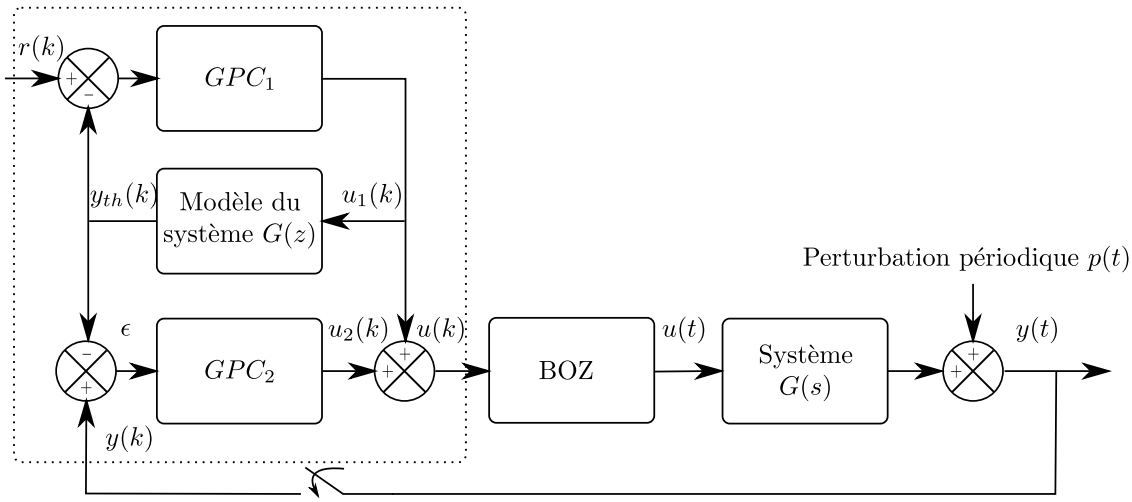


FIGURE 2.8 – Principe du correcteur R-GPC décomposé [Ginhoux 03].

souhaite commander alors que $G(z)$ représente le modèle discrétisé du système tel que défini d'après la première ligne de l'équation (2.40) :

$$G(z) = z^{-1}\frac{B(z^{-1})}{A(z^{-1})} \tag{2.45}$$

La décomposition du GPC conduit à résoudre deux GPC de la manière décrite au paragraphe précédent, afin de déterminer les réponses libres et forcées des prédictions $\hat{\mathbf{y}}_{th}$ et $\hat{\epsilon}$. Par analogie, il est possible d'exprimer ces prédictions sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{y}}_{th} = & \; G_1 \delta \mathbf{u_1} + \mathbf{l_1} \\ \hat{\epsilon} = & \; G_2 \delta \mathbf{u_2} + \mathbf{l_2} \end{aligned} \tag{2.46}$$

et d'exprimer alors la solution optimale ainsi :

$$\begin{aligned} \delta \mathbf{u_1^*} &= (G_1^T G_1 + \lambda I)^{-1} G_1^T (\mathbf{r} - \mathbf{l_1}) = K_1(\mathbf{r} - \mathbf{l_1}) \\ \delta \mathbf{u_2^*} &= (G_2^T G_2 + \mu I)^{-1} G_2^T \mathbf{l_2} = K_2(-\mathbf{l_2}) \end{aligned} \tag{2.47}$$

Le terme $-\mathbf{l_2}$ indique que le deuxième GPC ne possède pas de consigne et qu'il ne traite que l'erreur ϵ. L'ensemble des détails de ce calcul sont fournis par Ginhoux et al. [Ginhoux 03].

2.2.5 Simulation du correcteur R-GPC décomposé

L'utilisation du correcteur R-GPC suit le schéma de la figure 2.9. Le signal de commande du système esclave $f_{cs}(t)$ est obtenu à partir du signal discret $u(k)$ du correcteur R-GPC.

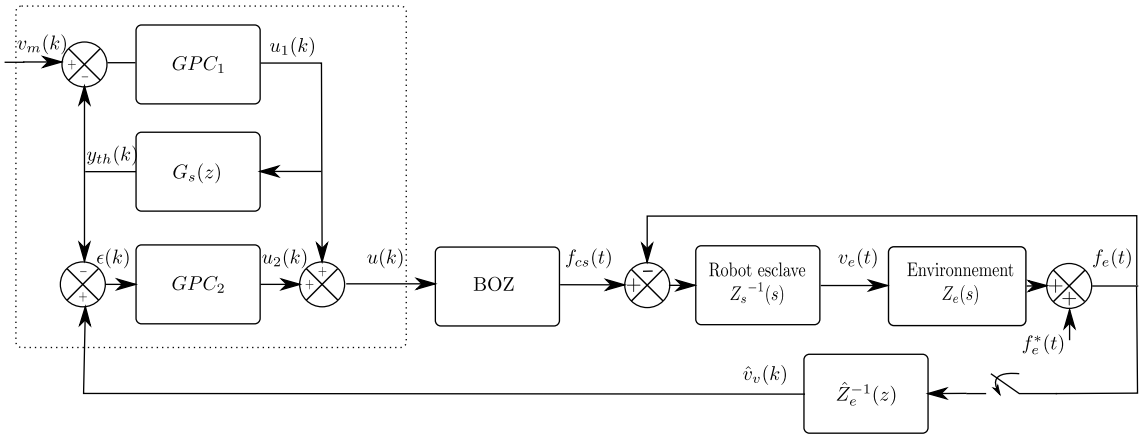


FIGURE 2.9 – Commande R-GPC décomposée dans le système robot esclave-environnement

La simulation utilise les paramètres suivants, de manière à avoir un niveau de bruit sur la commande similaire à celui précédemment obtenu avec le correcteur GPC :

- $\lambda = 0,00001$ et $\mu = 0,0001$;
- $C(q^{-1}) = 1 - 0,999q^{-1}$;
- $\alpha = 1$ afin d'avoir une action répétitive maximale ;
- période d'échantillonnage $T_e = 1\,\text{ms}$;

– $N_1 = 1$, $N_2 = 100$ et $N_u = 40$.

Les résultats obtenus sont présentés à la figure 2.10 et dans le tableau 2.3.

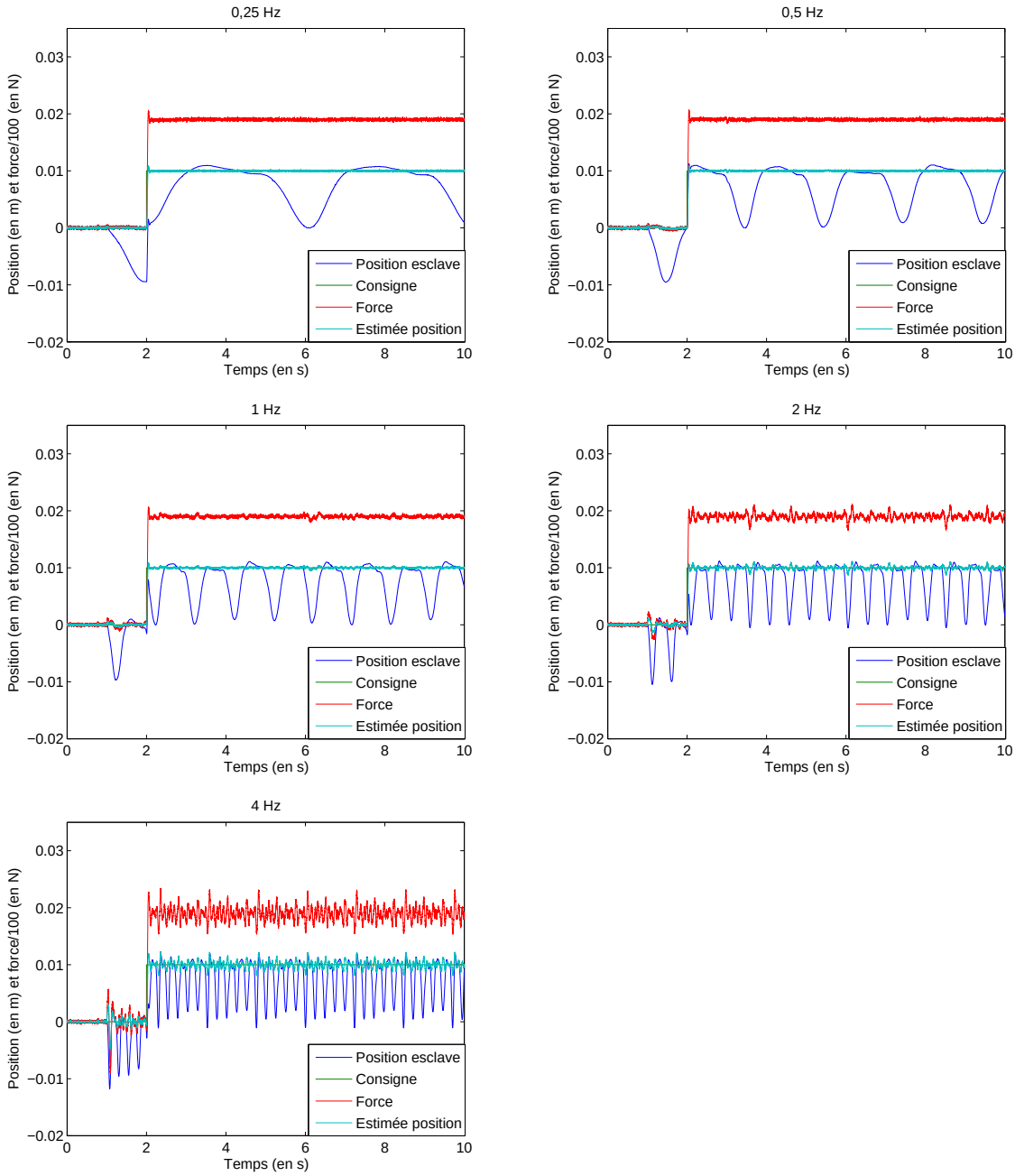


FIGURE 2.10 – Simulation d'un correcteur R-GPC décomposé avec une fréquence de perturbation allant de $0,25\,\text{Hz}$ à $4\,\text{Hz}$.

Les performances mesurées sont bien meilleures que pour le correcteur par placement de pôles et le GPC classique. De plus, elles semblent se dégrader de manière

f_i (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)	N_c
$0,25$	$1,9$	$1,85$	$1,95$	$0,10$	$4,8$	$0,014$	$+++$
$0,5$	$1,9$	$1,83$	$1,96$	$0,13$	$6,2$	$0,015$	$+++$
1	$1,9$	$1,79$	$1,98$	$0,19$	9	$0,022$	$++$
2	$1,9$	$1,65$	$2,12$	$0,46$	$21,9$	$0,056$	0
4	$1,9$	$1,53$	$2,32$	$0,79$	$37,6$	$0,128$	$-$

TABLE 2.3 – Résultats obtenus en compensation d'effort avec un correcteur R-GPC décomposé.

plus progressive avec l'augmentation de la fréquence de perturbation. En effet, à 4 Hz, seulement $37,6\%$ des efforts crête à crête subsistent. Le temps de réponse du système est plus rapide que pour le GPC classique : 56 ms contre 83 ms. Ceci est possible grâce à la décomposition effectuée. En effet, le paramètre λ a pu être diminué, rendant alors la commande u_1 du suivi de consigne plus énergique sans pour autant augmenter le bruit, qui n'est présent que dans la commande u_2. Par contre, le coefficient de pondération μ de la commande u_2 a gardé la valeur du paramètre λ utilisée dans la simulation du GPC classique afin de garantir le même niveau de bruit. Il est possible de percevoir le rôle de l'action répétitive du correcteur à partir d'une perturbation de fréquence 1 Hz. En effet, à cette fréquence, le correcteur ne peut pas rejeter complètement la perturbation lors du premier cycle avec seulement son action intégrale. La figure 2.11 illustre l'action répétitive du R-GPC lors des premiers cycles suivant l'apparition de la perturbation dans le cas d'une fréquence fondamentale de 4 Hz.

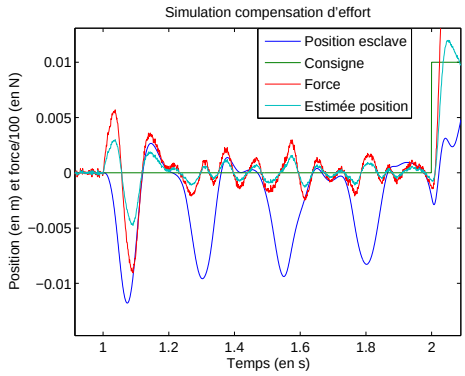


FIGURE 2.11 – Illustration de l'action répétitive du R-GPC avec une perturbation de fréquence 4 Hz.

2.3 Correcteur IMC optimisé

2.3.1 Principe de l'IMC

La commande par modèle interne (IMC), est une technique connue, utilisée dans des applications où les systèmes sont soumis à des perturbations périodiques comme la lecture de disque optique [Lu 10]. Dans notre cas, elle se justifie comme une alternative à un correcteur classique tel qu'un correcteur par placement de pôles, compte tenu de sa simplicité de mise en œuvre et de sa meilleure adéquation.

On considère un système de fonction de transfert $G(s)$. On note $r(t)$, $e(t)$, $u(t)$ et $y(t)$ respectivement les signaux de consigne, d'erreur, de commande et de sortie de l'asservissement de ce système (voir figure 2.12) ; $p(t)$ est la perturbation à laquelle le système est soumis. Le principe de la commande par modèle interne est de comparer

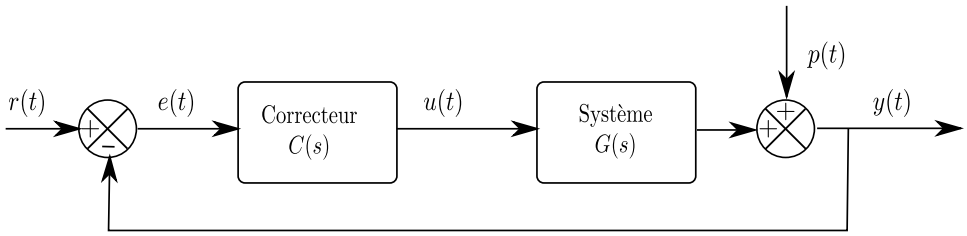


FIGURE 2.12 – Schéma de principe d'un asservissement série.

la sortie théorique $y_{th}(t)$, calculée avec le modèle estimé du système de fonction de transfert $\hat{G}(s)$, avec la sortie réelle $y(t)$ [Rivera 99]. La structure IMC est représentée à la figure 2.13. On note $Q(s)$ le correcteur que l'on désire synthétiser. L'IMC a pour avantage d'être une méthode simple qui ne requiert le réglage que d'un nombre limité de paramètres. Même si le modèle est imparfait, il est toujours possible de synthétiser un correcteur garantissant la stabilité, moyennant un compromis sur la bande passante à travers le réglage d'un paramètre (dans notre cas ρ qui est détaillé dans le paragraphe suivant). Dans la structure IMC, si le gain statique du correcteur $Q(s)$ est l'inverse du gain du modèle estimé $\hat{G}(s)$, alors, en régime permanent, le rejet de la perturbation constante est obtenu [2]. En remaniant la structure IMC sous une forme classique le correcteur $C(s)$ équivalent (figure 2.12) s'exprime de la manière suivante :

$$C(s) = \frac{U(s)}{E(s)} = \frac{Q(s)}{1 - Q(s)\hat{G}(s)} \tag{2.48}$$

On montre qu'alors les relations suivantes peuvent être déduites :

$$Y(s) = \frac{Q(s)G(s)}{1 + Q(s)(G(s) - \hat{G}(s))} R(s) \tag{2.49}$$

2. Cette propriété est démontrée dans la suite du paragraphe.

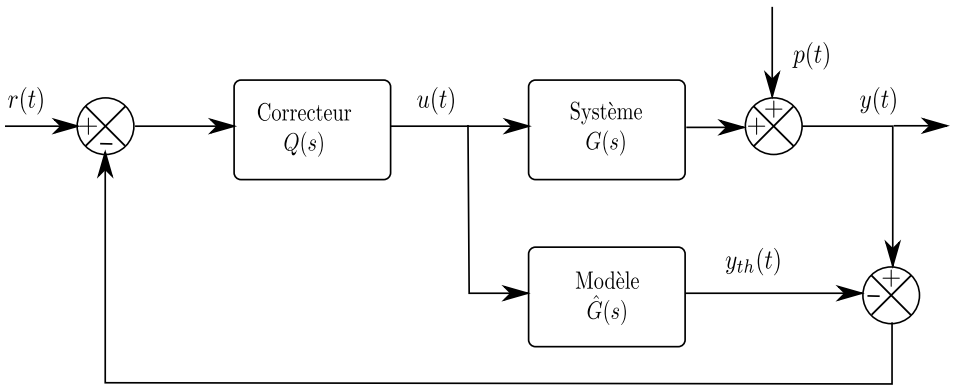


FIGURE 2.13 – Schéma de principe de la commande d'un asservissement par modèle interne.

$$Y(s) = \frac{1 - Q(s)\hat{G}(s)}{1 + Q(s)(G(s) - \hat{G}(s))} P(s) \tag{2.50}$$

En appliquant le théorème de la valeur finale à l'équation (2.49), $r(t)$ étant un échelon unité, l'hypothèse $Q(0)\hat{G}(0) = 1$ conduit à :

$$\lim_{t\to\infty} y(t) = \lim_{s\to 0} sY(s) = \frac{Q(0)G(0)}{1 + Q(0)G(0) - Q(0)\hat{G}(0)} = 1 \tag{2.51}$$

Ce résultat garantit une erreur statique nulle. Par ailleurs, en appliquant maintenant le théorème de la valeur finale à l'équation (2.50) pour une perturbation échelon unité, on obtient :

$$\lim_{t\to\infty} y(t) = \lim_{s\to 0} sY(s) = 0 \tag{2.52}$$

Ce résultat est garanti même si $G(s) \neq \hat{G}(s)$. Ceci garantit également le rejet de toute perturbation constante. Concernant les performances dynamiques, l'idéal est de satisfaire les équations suivantes :

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = 1 \text{ et } \frac{Y(s)}{P(s)} = 0 \tag{2.53}$$

ce qui avec les équations (2.49) et (2.50), implique simultanément les conditions suivantes :

– le correcteur doit être l'inverse exact du modèle :

$$Q(s)G(s) = 1 \tag{2.54}$$

– le modèle estimé du système doit être parfait :

$$G(s) = \hat{G}(s) \tag{2.55}$$

Malheureusement, ces conditions sont impossibles à obtenir exactement en pratique.

2.3.2 Implémentation et simulation du correcteur IMC

On considère un système stable tel que [Rivera 99] :

$$G(s) = G_i(s)G_{ni}(s) \tag{2.56}$$

où $G_i(s)$ contient la partie inversible du système et $G_{ni}(s)$ contient tous les éléments non inversibles du système (comme les zéros positifs ou les retards). Alors, d'après (2.54), le correcteur idéal serait :

$$Q(s) = G_i(s)^{-1} \tag{2.57}$$

Ce correcteur n'est cependant souvent pas réalisable en pratique car non causal. Afin de le rendre causal, un filtre passe-bas $F_{ln}(s)$ est couramment utilisé de telle sorte que :

$$Q(s) = G_i(s)^{-1}F_{ln}(s) \tag{2.58}$$

où

$$F_{ln}(s) = \frac{1}{(1+\rho s)^n} \tag{2.59}$$

où ρ représente la constante de temps du filtre et n est un indice permettant de rendre le correcteur $Q(s)$ causal. Le paramètre ρ du correcteur IMC permet :

- d'éviter l'amplification du bruit de mesure en le filtrant ;
- une tolérance aux erreurs de modèle.

L'utilisation du correcteur IMC au sein du système robot esclave-environnement conduit au schéma de la figure 2.14. $\hat{v}_s(k)$ représente la sortie théorique calculée à partir du modèle $\hat{G}_s(z)$. Le correcteur $Q(s)$ est alors discrétisé avec la méthode de Tustin, pour donner $Q(z)$. Compte tenu de la fréquence d'échantillonnage de 1 kHz, et de la bande passante du système, l'utilisation de cette méthode n'est pas problématique même s'il aurait été également envisageable d'utiliser une méthode de synthèse numérique. La partie en pointillés distingue la commande numérique du reste du système physique. Le correcteur IMC est simulé avec le système d'ordre 2 présenté à la section 2.1.1. Les résultats de simulation obtenus sont présentés à la figure 2.15. Le filtre $F_{l2}(s)$ d'ordre $n = 2$ a été paramétré tel que $\frac{1}{2\pi\rho} = 16\,\text{Hz}$. Les performances en termes de rejet sont bonnes jusqu'à une fréquence fondamentale de perturbation de 1 Hz, mais elles chutent considérablement aux fréquences supérieures. Le temps de réponse du système est inférieur à celui du R-GPC, avec 47 ms contre 56 ms. Néanmoins, en pratique, la commande de l'IMC saturera davantage que celle du R-GPC. La réponse indicielle ne présente pas de dépassement. Le tableau 2.4 reprend l'ensemble des résultats obtenus.

2.3.3 Optimisation de l'IMC pour le rejet de perturbations périodiques

Dans le cas d'un système faiblement amorti ou soumis à des perturbations périodiques, des performances moindres seront obtenues avec un correcteur synthétisé

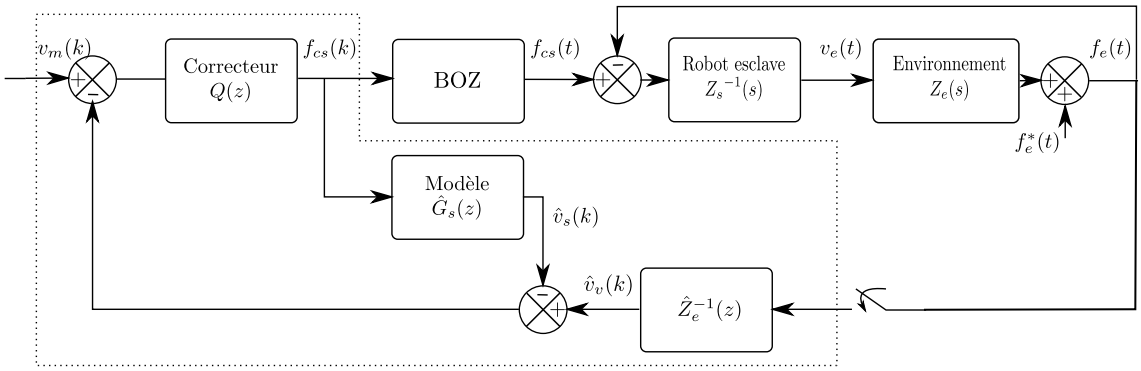


FIGURE 2.14 – Commande IMC de l'ensemble robot esclave-environnement

f_i (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)	N_c
$0,25$	$1,9$	$1,85$	$1,95$	$0,10$	$5,0$	$0,014$	$+++$
$0,5$	$1,9$	$1,85$	$1,95$	$0,11$	$5,2$	$0,015$	$+++$
1	$1,9$	$1,77$	$2,01$	$0,24$	$11,3$	$0,033$	$+$
2	$1,9$	$1,38$	$2,57$	$1,19$	$57,2$	$0,248$	$--$
4	$1,9$	$0,97$	$3,00$	$2,03$	$97,7$	$0,548$	$---$

TABLE 2.4 – Résultats obtenus en compensation d'effort avec un correcteur IMC standard.

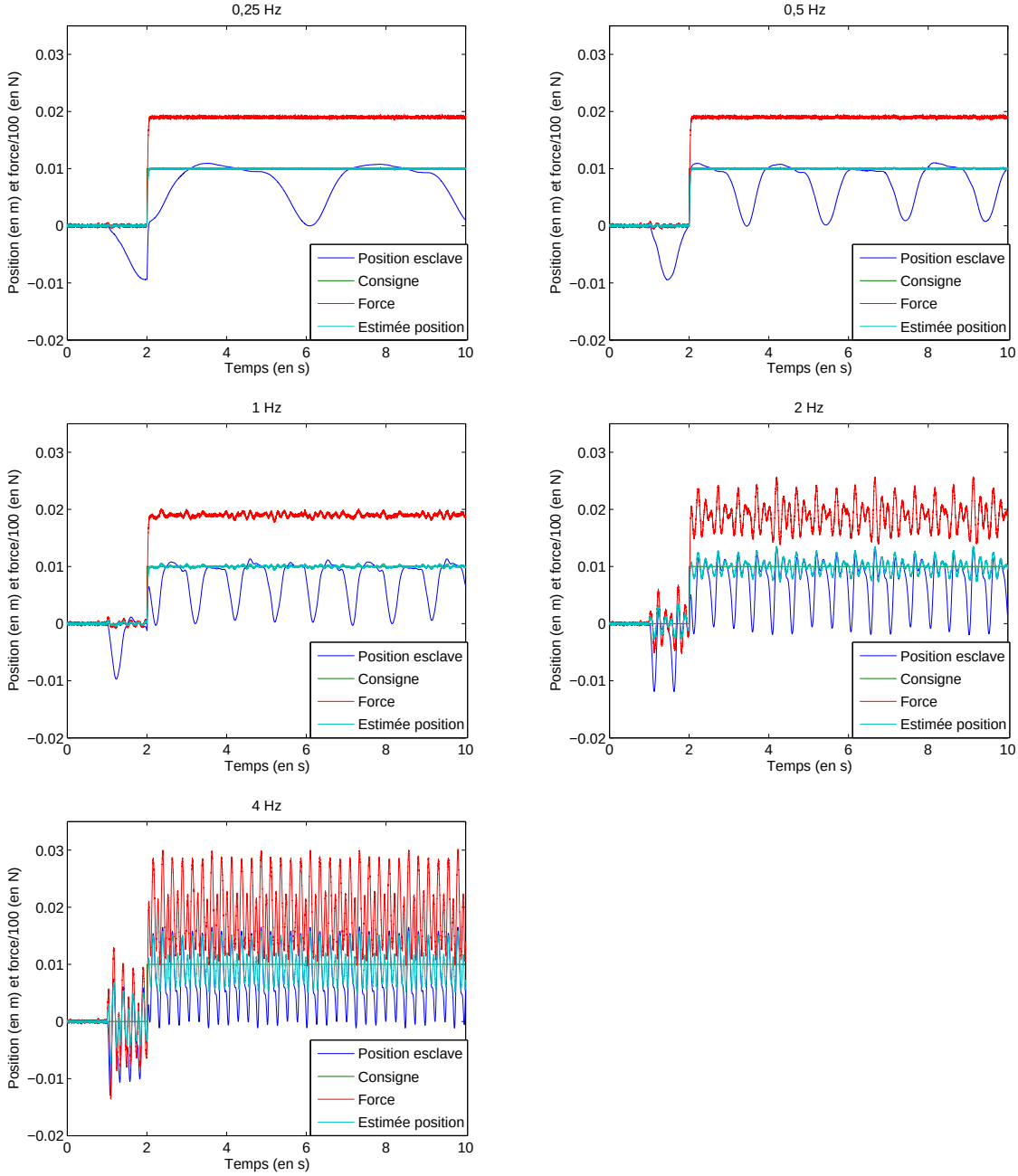


FIGURE 2.15 – Simulation d'un correcteur de type IMC avec une fréquence de perturbation allant de $0,25\,\mathrm{Hz}$ à $4\,\mathrm{Hz}$.

avec la méthode IMC classique. Le spectre du signal d'erreur résultant avec un correcteur IMC standard tel que simulé au paragraphe 2.3.2, dans le cas d'une perturbation de fréquence fondamentale égale à 2 Hz, est présenté à la figure (2.16). Il

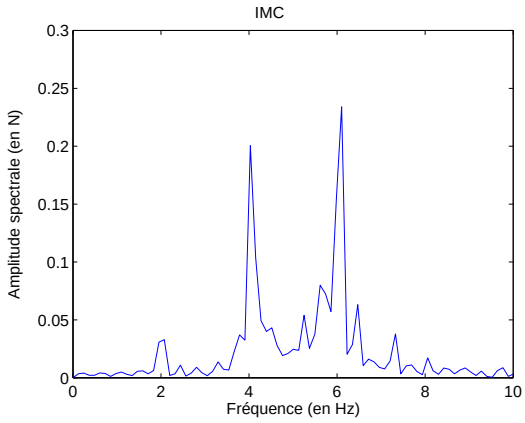


FIGURE 2.16 – Spectre du signal d'erreur avec un correcteur IMC non optimisé pour une perturbation de 2 Hz.

présente plusieurs pics importants notamment à 4 Hz et 6 Hz.

Afin d'améliorer les résultats, Lu [Lu 10] propose une méthode, dite M-IMC, pour IMC modifié, qui consiste à insérer un filtre passe-bande en tenant compte des fréquences de résonance du système ainsi que du signal périodique de perturbation. Ainsi, le filtre $F_{ln}(s)$ introduit plus tôt est remplacé par un filtre plus général $F(s)$ tel que :

$$F(s) = F_{l1}(s) + F_p(s) - F_{l1}(s)F_p(s) \tag{2.60}$$

avec :

$$F_p(s) = \frac{2\xi_p\omega_p s}{s^2 + 2\xi_p\omega_p s + \omega_p^2} \tag{2.61}$$

où ξ_p est le coefficient d'amortissement du filtre et ω_p sa pulsation naturelle. La forme du filtre donnée à l'équation (2.60) permet de garantir $F(s) = 1$ lorsque $F_{l1}(s) = 1$, c'est à dire pour les basses fréquences, et lorsque $F_p(s) = 1$, c'est à dire pour $s = j\omega_p$. Ainsi l'avantage de ce filtre par rapport à celui de l'IMC standard est qu'il garantit un gain unitaire et une phase nulle pour la pulsation à laquelle il a été réglé, ω_p. Donc, à cette fréquence, il assurera théoriquement un rejet parfait des perturbations. En pratique, le filtre $F(s)$ ne permet pas d'assurer à lui seul la causalité du correcteur. Pour cela, un filtre passe-bas $F_c(s)$ d'ordre un et de pulsation de coupure ω_c est ajouté en série, réduisant de ce fait les performances idéales du filtre $F(s)$. Au final, la structure du filtre utilisé pour le M-IMC est représentée à la figure 2.17.

Le filtre $F_p(s)$ de l'équation (2.61) est implémenté en choisissant $\frac{\omega_p}{2\pi} = 4$ Hz, qui correspond au premier pic conséquent observable à la figure 2.16 dans le spectre de

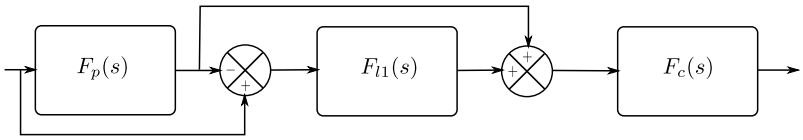


FIGURE 2.17 – Filtre final utilisé dans le correcteur M-IMC.

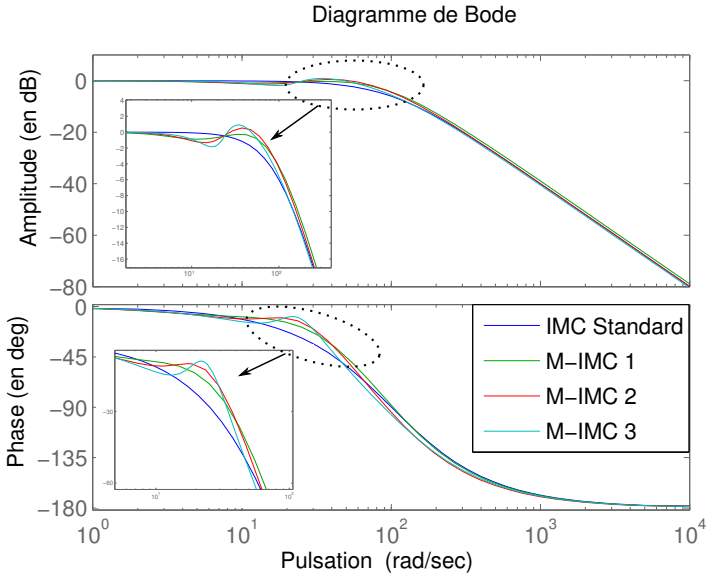


FIGURE 2.18 – Comparaison du diagramme de Bode de l'IMC standard avec les trois filtres M-IMC testés.

l'erreur résiduelle. Différentes valeurs de ξ_p sont ensuite étudiées. La variation de ξ_p entraîne une variation de la bande passante du système asservi. Afin de conserver un niveau de bruit identique à l'IMC standard, $\frac{1}{2\pi\rho}$ est fixé à 8 Hz et $\frac{\omega_c}{2\pi}$ varie tel que :

- pour M-IMC 1 : $\xi_p = 2$ et $\frac{\omega_c}{2\pi} = 12$ Hz,
- pour M-IMC 2 : $\xi_p = 1$ et $\frac{\omega_c}{2\pi} = 16$ Hz,
- pour M-IMC 3 : $\xi_p = 0,5$ et $\frac{\omega_c}{2\pi} = 20$ Hz.

La figure (2.18) permet de comparer le diagramme de Bode du filtre $F_{l2}(s)$ de l'IMC standard ($\frac{1}{2\pi\rho} = 16$ Hz) avec les filtres $F(s)$ de l'IMC modifié. On constate que plus ξ_p diminue, plus les courbes du gain et de la phase se rapprochent du point idéal de gain 1 et de phase nulle à la pulsation ω_p. Au contraire, lorsque ξ_p augmente, les courbes ont plus tendance à s'étendre autour du voisinage de la fréquence considérée. Dans tous les cas, on constate une amélioration du gain et de la phase à partir de la pulsation ω_p considérée par rapport au filtre utilisé dans l'IMC standard.

A la figure 2.19, le spectre du signal d'erreur est comparé pour différentes valeurs de ξ_p. C'est pour $\xi_p = 0,5$ que la plus forte diminution du pic à 4 Hz est constatée. Néanmoins les valeurs du tableau (2.5) présentant les performances des différents

correcteurs montrent au contraire que les meilleurs résultats sont obtenus avec les valeurs de réglages $\xi_p = 1$ et $\frac{\omega_c}{2\pi} = 16\,\text{Hz}$, indiquant par là qu'une valeur de $\xi_p = 0,5$ engendre un filtre trop sélectif et ne permet pas une diminution du pic suivant à la fréquence de 6 Hz. En ce qui concerne l'évolution des performances, la valeur du rejet crête à crête $R_{\%}$, passe de $57,2\%$ avec l'IMC standard à $43,3\%$ avec le M-IMC 2 soit une amélioration de presque 25%. Au niveau du temps de réponse, la modification de la courbe de gain engendre un plus long temps de réponse qu'avec l'IMC standard (195 ms).

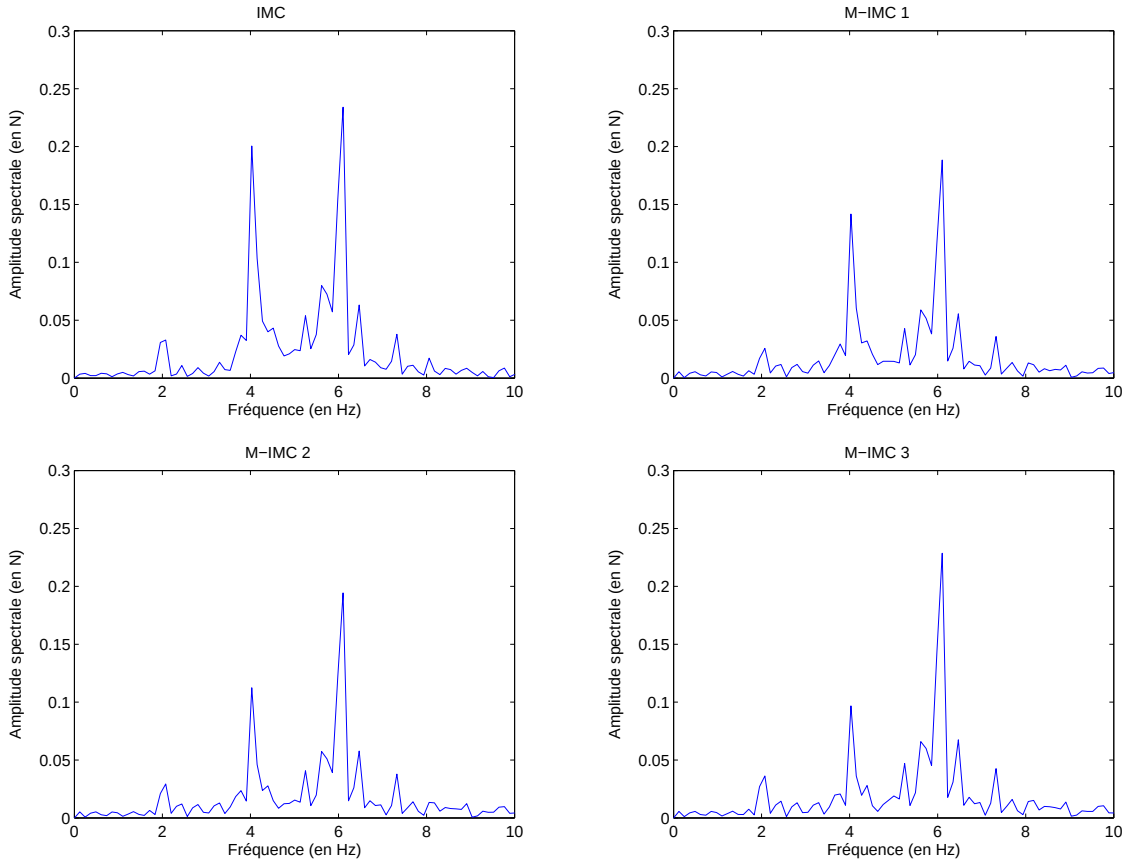


FIGURE 2.19 – Spectre du signal d'erreur pour différents correcteurs IMC avec une perturbation à 2 Hz.

2.4 Discussion

2.4.1 Performances

Le tableau 2.6 présente un résumé des résultats obtenus avec les différents correcteurs présentés précédemment. Afin de pouvoir estimer les performances, le temps

Filtre	$\frac{\omega_c}{2\pi}$ (en Hz)	ξ_p	$\frac{\omega_p}{2\pi}$ (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
Standard				$1,9$	$1,38$	$2,57$	$1,19$	$57,2$	$0,248$
M-IMC 1	12	2	4	$1,9$	$1,49$	$2,42$	$0,93$	$44,7$	$0,19$
M-IMC 2	16	1	4	$1,9$	$1,49$	$2,4$	$0,9$	$43,3$	$0,183$
M-IMC 3	20	$0,5$	4	$1,9$	$1,45$	$2,43$	$0,99$	$47,4$	$0,205$

TABLE 2.5 – Résultats obtenus en compensation d'effort avec différents correcteurs IMC pour une perturbation de fréquence 2 Hz.

de réponse à 5 % $t_{5\%}$, ainsi que le dépassement pour cent $D_{\%}$, y sont comparés. Concernant le rejet de perturbation, la fréquence fondamentale maximale f_{max} jusqu'à laquelle la compensation est jugée correcte est donnée, à l'exception du M-IMC qui n'a été utilisé que pour une perturbation de fréquence 2 Hz. Cette valeur est à comparer avec la fréquence de coupure du système, qui vaut $8,6$ Hz.

Type	$t_{5\%}$ (en ms)	$D_{\%}$ (en %)	f_{max} (en Hz)	$R_{\%}$ à f_{max} (en %)	$R_{\%}$ à 2 Hz (en %)
PP	1000	-	$0,5$ Hz	$5,2$ %	-
GPC	83	3	1 Hz	$9,5$ %	-
R-GPC	56	3	4 Hz	$37,6$ %	$21,9$ Hz
IMC	47	-	1 Hz	$11,3$ %	-
M-IMC	195	-	2 Hz	$43,3$ %	$43,3$ %

TABLE 2.6 – Comparaison des performances pour l'ensemble des correcteurs simulés

Le correcteur permettant de rejeter le plus efficacement la perturbation dont la fréquence est la plus élevée est le correcteur R-GPC, grâce à l'ajout de l'action répétitive. Ensuite, en termes de rejet de perturbation, le contrôleur M-IMC est en seconde position. Ses performances en suivi de consigne sont néanmoins assez limitées et bien inférieures à celles proposées par le contrôleur R-GPC ou IMC. Le correcteur R-GPC sera donc à privilégier dans le cas d'un système avec une bande passante limitée ou dans le cas de perturbations très rapides. En effet, étant donné que l'harmonique le plus élevé de la perturbation vaut trois fois la fréquence fondamentale, il peut rejeter des harmoniques dont la fréquence atteint jusqu'à 70 % de la bande passante du système. A cette fréquence les performances du contrôleur R-GPC restent deux fois supérieures aux performances obtenues avec le contrôleur M-IMC. Même si ce dernier rejette moins bien les perturbations périodiques, il

n'en demeure pas moins un choix très intéressant pour des systèmes dont la bande passante du système est suffisante. De plus, un de ses avantages est qu'il n'utilise aucune hypothèse sur la périodicité de la perturbation, si ce n'est une estimation des harmoniques résiduelles pouvant être paramétrée plus ou moins précisément. De ce fait, il semble plus adapté pour envisager une éventuelle adaptation au rejet du mouvement cardiaque (non répétitif) que le correcteur R-GPC.

2.4.2 Robustesse

La propriété de robustesse pour les correcteurs utilisés est relativement difficile à démontrer analytiquement. Afin d'évaluer cette robustesse, notamment vis-à-vis de la raideur k_e de l'environnement, nous proposons de simuler les correcteurs R-GPC et M-IMC décrits plus tôt. Pour cela, nous avons choisi une fréquence de perturbation moyenne de 1 Hz. Le réglage des paramètres des correcteurs est le même que dans les paragraphes précédents. Les simulations ont été réalisées en modifiant la valeur de k_e et en gardant dans les lois implémentées la valeur estimée $\hat{k}_e = 190\,\mathrm{N.m^{-1}}$.

Lorsque k_e est modifiée par une valeur plus basse, le R-GPC se comporte mieux que le M-IMC. Il reste stable jusqu'à la valeur $k_e = 85\,\mathrm{N.m^{-1}}$ alors que le M-IMC reste stable jusqu'à la valeur de $k_e = 120\,\mathrm{N.m^{-1}}$. La figure 2.20 présente la réponse du système avec les correcteurs R-GPC et M-IMC pour une valeur de $k_e = 150\,\mathrm{N.m^{-1}}$. Les pics d'effort présents dans la réponse du système contrôlé avec un R-GPC (voir figure 2.20.(a)) résultent de l'erreur de modèle. En effet, la sortie théorique y_{th}

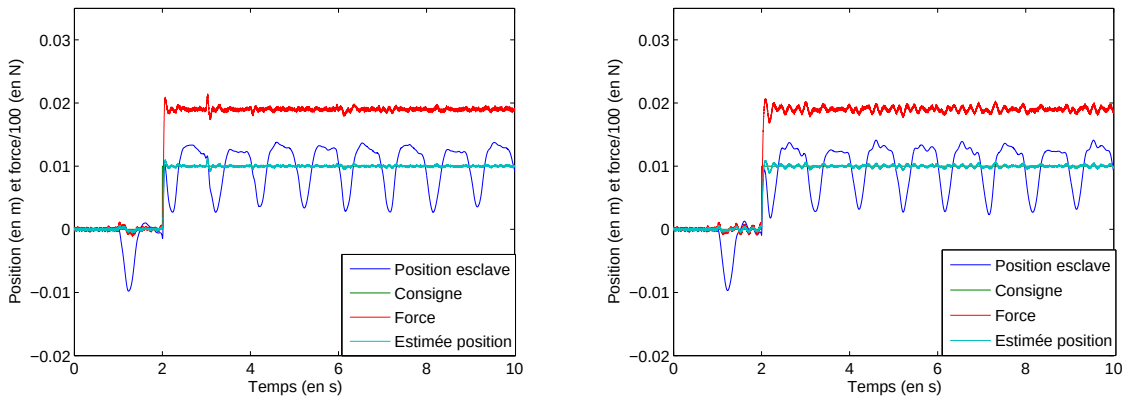


FIGURE 2.20 – Robustesse des correcteurs R-GPC et M-IMC lorsque la valeur de k_e est sous-estimée à $150\,\mathrm{N.m^{-1}}$.

calculée par le correcteur est différente de la sortie réelle y. L'erreur introduite est alors reproduite par l'action répétitive. Pour améliorer cela, il est possible d'agir sur la vitesse d'oubli de cette erreur avec le facteur d'oubli α défini à l'équation (2.38). La figure 2.21 montre l'importance du coefficient α dans la stabilité du R-GPC.

L'erreur n'est plus observable dans le cas où $\alpha = 0,5$ après 8 cycles alors qu'elle l'était encore pour $\alpha = 1$. Dans le cas où k_e est surestimé, la tendance s'inverse. En

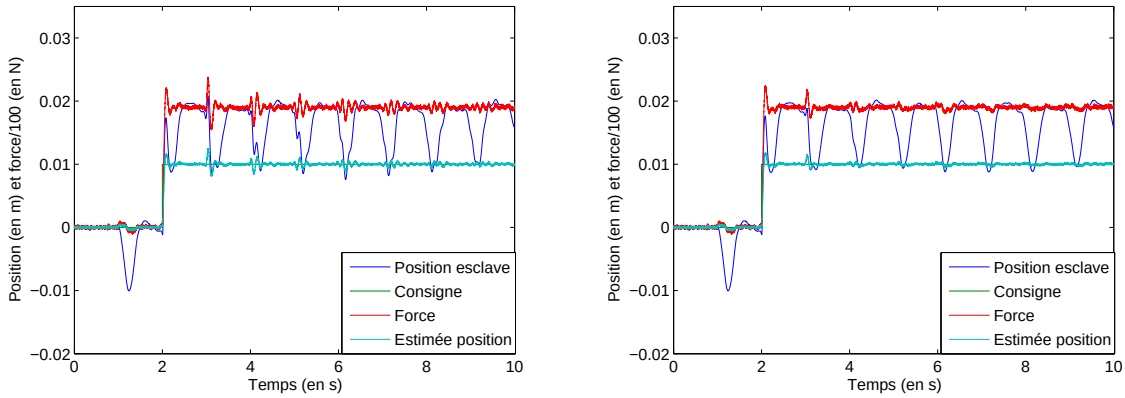


FIGURE 2.21 – Comparaison de la robustesse du correcteur R-GPC lorsque la valeur de α est modifiée pour $k_e = 100\,\mathrm{N.m^{-1}}$: (a) $\alpha = 1$; (b) $\alpha = 0.5$.

effet, le correcteur R-GPC est stable jusqu'à une valeur de $k_e = 400\,\mathrm{N.m^{-1}}$, alors que le correcteur M-IMC le reste jusqu'à la valeur de $k_e = 5000\,\mathrm{N.m^{-1}}$. Néanmoins, il faut nuancer cette performance par le fait que la réponse à l'échelon présente un dépassement plus élevé d'environ 50 %. La valeur de ce dépassement semble liée à la valeur de l'erreur sur k_e comme en atteste la figure 2.22.

2.5 Conclusion

Cette étude comparative des solutions envisageables pour le rejet de perturbation périodique conduit à plusieurs enseignements. Le correcteur R-GPC offre les performances les plus intéressantes en termes de rejet de perturbation périodique. Il a l'avantage de proposer une décomposition de sa commande, ce qui permet de pouvoir régler au mieux le rejet en fonction du bruit présent sur la mesure sans toutefois dégrader les performances du suivi de l'utilisateur. Sa robustesse semble sensiblement moins bonne que celle du correcteur M-IMC mais il est difficile d'étayer ce résultat autrement que par simulation. L'IMC offre quant à lui des performances de rejet très satisfaisantes, mais à des fréquences de perturbations moins élevées. Son principal avantage est qu'il n'inclut aucun modèle répétitif de bruit et ne risque donc pas d'engendrer des répétitions indésirables comme c'est le cas du correcteur R-GPC en cas d'erreur de modèle et de changement de consigne trop brusque. Une des particularités de l'IMC est qu'il ne nécessite qu'un seul paramètre de réglage, le rendant à la fois simple à utiliser mais plus limité dans le cas d'un système plus complexe à commander. Moyennant la modification du filtre du correcteur IMC et le

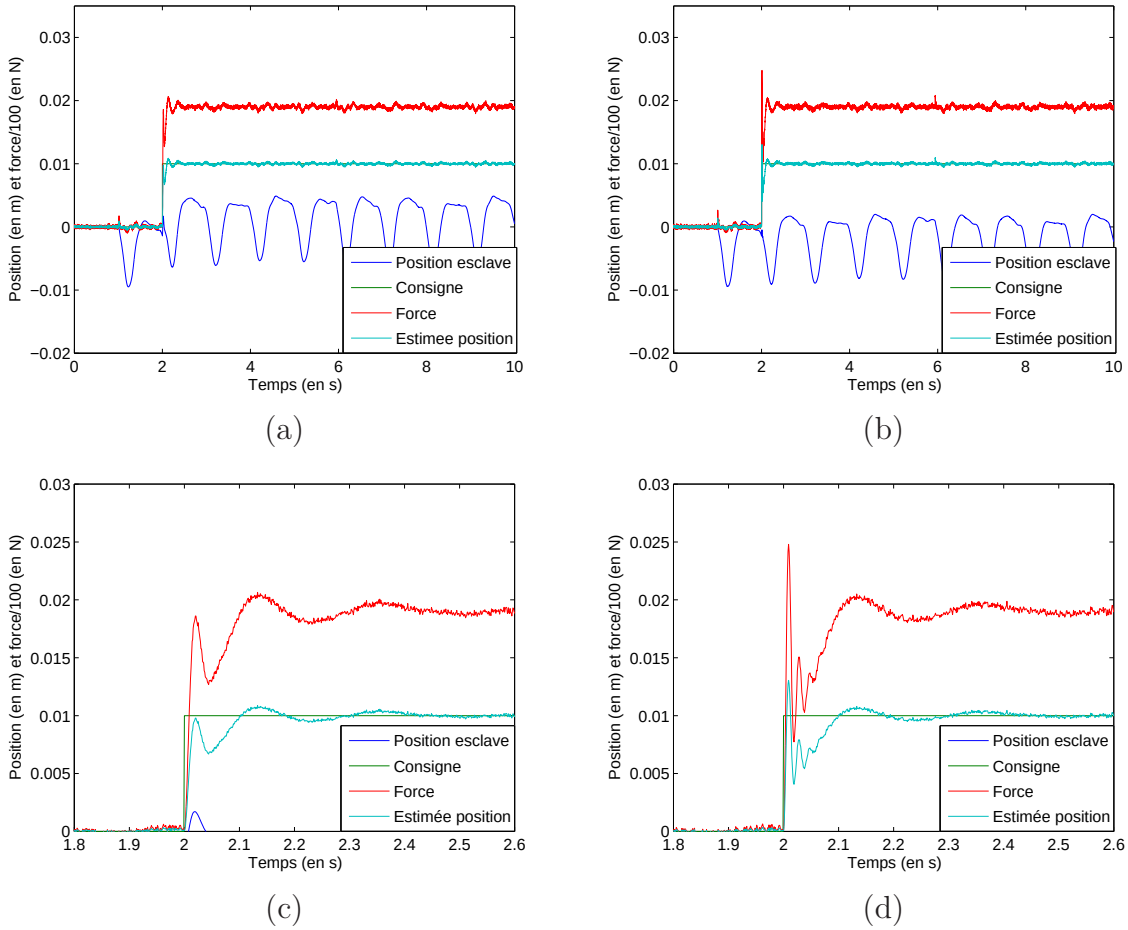


FIGURE 2.22 – Comparaison de la robustesse du correcteur M-IMC lorsque la valeur de k_e est surestimée : (a) $k_e = 500\,\mathrm{N.m^{-1}}$; (b) $k_e = 2000\,\mathrm{N.m^{-1}}$; (c) zoom du transitoire lorsque $k_e = 500\,\mathrm{N.m^{-1}}$; (d) zoom sur le transitoire lorsque $k_e = 2000\,\mathrm{N.m^{-1}}$.

réglage de paramètres supplémentaires, le M-IMC permet d'augmenter légèrement les performances de l'IMC. Enfin, le dernier avantage du M-IMC par rapport au R-GPC est sa facilité d'implémentation et le peu de ressources nécessaires à sa mise en œuvre.

Chapitre 3

Téléopération au contact d'un environnement mobile

Sommaire

3.1 Présentation de l'expérience 68
3.1.1 Choix technologiques 68
3.1.2 Interface maître 69
3.1.3 Interface esclave 71
3.1.4 L'environnement 73
3.1.5 Capteurs et technologie 74
3.2 Résultats en téléopération 74
3.2.1 Schémas de téléopération 74
3.2.2 Définition du mouvement utilisateur de référence 76
3.2.3 Comparaison avec une perturbation basse fréquence . . . 78
3.2.4 Evolution des performances lors de l'augmentation de la fréquence de la perturbation 83
3.3 Discussion des résultats 87
3.4 Conclusion 90

3.1 Présentation de l'expérience

Dans ce chapitre, les correcteurs décrits et simulés au chapitre précédent sont mis en œuvre dans un schéma de téléopération. Le dispositif expérimental a été réalisé pour l'occasion à partir de deux interfaces haptiques à 1 DDL par souci de pédagogie. Dans un premier temps, la conception ainsi que le modèle de ces interfaces sont décrits. Ensuite, des essais expérimentaux sont réalisés avec une perturbation dont la fréquence fondamentale varie, afin de mettre en évidence les propriétés de chaque correcteur.

3.1.1 Choix technologiques

Il y a deux solutions pour concevoir un dispositif ayant un mouvement en ligne droite, et compatible avec un bon rendu en retour d'effort :

- la première est d'utiliser un moteur linéaire [Boldea 99, Etel 08]. Ces moteurs fournissent des forces très élevées compte tenu de leur volume et de ce fait peuvent être utilisés sans réducteur. Néanmoins, ils ont plusieurs inconvénients pour une application haptique. Comme leur principe de fonctionnement est très similaire à celui des moteurs rotatifs sans balais (brushless), ils sont, comme ces derniers, perturbés pas des à-coups dus à la variation de reluctance du circuit magnétique lors de leur fonctionnement (cogging). Ces perturbations posent un problème pour la restitution haptique. De plus, la translation de ces moteurs est limitée par leur taille (course et longueur d'axe). Enfin le translateur est relativement lourd car massif, ce qui est pénalisant pour la transparence du rendu haptique ;
- la deuxième, qui constitue de loin le choix le plus courant, est d'utiliser un moteur rotatif combiné avec un mécanisme de transformation du mouvement incluant un système de guidage linéaire. Dans le cas d'une interface haptique, la conception d'un tel mécanisme doit être bien pensée : frottement limité, faible inertie, compacité et bien sûr bas prix, si possible [Hayward 96].

L'interface cartésienne à 3 DDL Excalibur [Adams 99] a longtemps été le seul exemple d'interface linéaire. Elle se caractérise par un grand espace de travail et des forces élevées : translations de 300 mm pour les axes x et y, 200 mm pour l'axe z ; forces de 200 N en transitoire et 100 N en continu. Elle est particulièrement bien adaptée pour les applications nécessitant une bonne rigidité. Inversement, son usage convient peu pour des manipulations plus fines, principalement à cause des frottements secs. De plus, le mécanisme de transformation de mouvement n'est pas décrit en détail.

Quel que soit le mécanisme considéré, il inclut une liaison prismatique avec des roulements linéaires, qui sont nécessaires pour limiter les frottements. Néanmoins, ces derniers, basés sur des chariots à recirculation de billes, introduisent plus de frottements que les roulements à billes conventionnels et doivent être précontraints pour une utilisation optimale. Alors que la fabrication d'une liaison prismatique

avec très peu de frottement est un challenge technologique, des travaux anciens [Artobolevski 76] ont montré que des lignes droites approximées ou exactes pouvaient être réalisées à partir de mécanismes constitués de seules liaisons pivots.

Récemment, Weir et al. [Weir 05] ont présenté un système haptique linéaire très performant, dédié à la restitution de faibles efforts, avec une masse apparente de 5 g et une très bonne résolution linaire ($0,5$ μm). L'application visée est la simulation d'interrupteurs linéaires afin de permettre aux constructeurs automobiles de réaliser des boutons parfaitement adaptés aux besoins des utilisateurs. Elle est basée sur un mécanisme à 4 barres qui permet d'approximer un mouvement linéaire sur une amplitude de déplacement faible, de 15 mm environ. Bien que les auteurs ne développent pas dans leur étude la structure du mécanisme, le choix d'un système à 4 barres est particulièrement pertinent pour approximer le mouvement rectiligne. Par la suite, nous appliquerons également certaines propriétés des mécanismes à 4 barres afin de concevoir une interface maître quasi linéaire, compacte et sans réducteur avec des caractéristiques raisonnables pour la gamme de rendu haptique visée : amplitude de mouvement de 50 mm avec force maximale de 5 N.

Les systèmes fournissant un mouvement exact en ligne droite comme le mécanisme de Peaucellier ont un nombre important d'articulations (8 pour ce mécanisme) et ne sont donc pas compacts. Par contre, une ligne droite approximée peut être obtenue en utilisant des mécanismes 4 barres. Différentes versions sont possibles, qui dépendent de la longueur des barres choisies. C'est la solution qui sera retenue pour l'interface maître. L'inconvénient de cette solution est qu'elle approxime la translation d'un point mais l'orientation de l'organe terminal varie alors en fonction de sa position dans l'espace de travail. Ceci empêche notamment la mise en place d'un capteur d'effort, nécessaire au niveau de l'interface esclave pour la réalisation de notre schéma de commande. Afin de contourner ce problème, nous avons donc choisi d'utiliser un mécanisme spatial pour l'interface esclave qui est lui parfaitement linéaire en position et à orientation constante. Les interfaces maître et esclave, ainsi que le reste du dispositif expérimental sont décrits par la suite.

3.1.2 Interface maître

Le mécanisme de Hoeken a été choisi pour réaliser l'interface maître. Plus de détails sur le choix de cette solution sont donnés dans l'annexe A. Ce mécanisme à 4 barres (figure 3.1) est constitué de 4 liaisons pivots en A_1, A_2, A_3 et A_4 reliées par des segments rigides. Le mécanisme est représenté avec : en bleu pointillé la configuration initiale, en bleu continu la position finale. Le point E en rouge, matérialise la position de l'organe terminal. La ligne rouge en pointillé représente le chemin de l'organe terminal entre les deux configurations. On constate qu'il approxime bien une droite dans l'espace de travail. Le mécanise dispose de quatre liaisons pivots dont la position est représentée par les angles q_{1m}, q_{2m}, q_{3m} et q_{4m}. Le point vert indique la première liaison, à laquelle sont fixés l'arbre du moteur ainsi que le capteur de position.

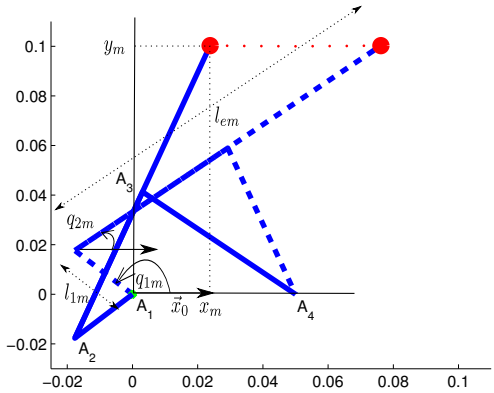


FIGURE 3.1 – Représentation du mécanisme de Hoeken et de sa trajectoire.

Le modèle géométrique direct du mécanisme s'exprime par :

$$x_m = l_{1m} \cos q_{1m} + l_{em} \cos q_{2m} \tag{3.1}$$

$$y_m = l_{1m} \sin q_{1m} + l_{em} \sin q_{2m} \tag{3.2}$$

où l_{1m} et l_{em} représentent respectivement la distance de l'axe de la première liaison à celui de la deuxième et la distance entre l'axe de la première liaison et l'organe terminal, de coordonnées $p = (x_m \; y_m)^T$. Dans notre cas, la mesure de position n'est disponible que sur la liaison q_{1m} actionnée. Il est cependant possible d'exprimer la valeur de la position articulaire de toutes les autres liaisons en fonction de q_{1m} afin d'obtenir le modèle géométrique direct exprimé uniquement en fonction de q_{1m}.

De la même manière, il est possible d'exprimer les vitesses cartésiennes de l'organe terminal $\dot{p} = (\dot{x}_m \; \dot{y}_m)^T$ en dérivant le modèle géométrique direct, de telle sorte que :

$$\dot{p} = J_m \dot{q}_{1m} \tag{3.3}$$

où J_m désigne la matrice Jacobienne de dimension (2×1) du mécanisme. En pratique, il n'y pas de singularités dans l'espace de travail car les butées sont judicieusement choisies. L'interface étant utilisée pour restituer des efforts, il faut pouvoir calculer le couple moteur τ_m à appliquer pour restituer la force f_m le long de l'axe de déplacement. Pour cela nous utilisons le modèle quasi-statique donné par :

$$\tau_m = J_{\mathbf{m}}^T \; [f_m \; 0]^T \tag{3.4}$$

Le prototype réalisé est présenté à la figure 3.2. La flèche indique le sens du mouvement correspondant à une augmentation de q_{1m}.

Grâce aux propriétés dynamiques du mécanisme (voir Annexe A), il est possible d'approximer localement le mouvement de l'organe terminal par un système linéaire, en négligeant les frottements secs :

$$f_m = m_m \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m \tag{3.5}$$

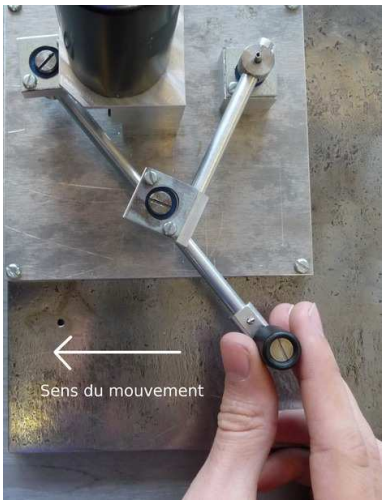


FIGURE 3.2 – Le prototype du mécanisme de Hoeken fabriqué.

où f_m est la force appliquée par le moteur le long de l'axe du mouvement, m_m est la masse apparente de l'interface maître, $\dot{x}_m$ et $\ddot{x}_m$ sont respectivement la vitesse et l'accélération de l'organe terminal et b_m est le coefficient de frottement visqueux. Les valeurs identifiées pour ce modèle [Joinié-Maurin 10] sont celles utilisées pour les résulats en simulation du chapitre 1 :

$$m_m = 0,048\,\mathrm{kg} \quad \text{et} \quad b_m = 0,594\ \mathrm{N \cdot s \cdot m^{-1}}$$

3.1.3 Interface esclave

La construction de l'interface esclave impose une contrainte supplémentaire. En effet, comme on l'a déjà évoqué, la mesure d'effort au niveau de l'organe terminal est nécessaire à l'implémentation d'un schéma (F-P) de téléopération. Le mécanisme de Hoeken choisi pour l'interface maître, ainsi que les alternatives existantes, permettent d'approximer le mouvement en ligne droite mais pas à orientation constante. Ceci rend impossible l'installation d'un capteur d'effort. Pour résoudre ce problème, nous avons choisi d'utiliser un mécanisme spatial, composé de six liaisons pivots dont les paramètres de position angulaire sont notés q_{is} (définis à la figure 3.3) avec $1 \leq i \leq 6$. Il est composé de deux sous-mécanismes plans identiques, avec chacun trois liaisons. L'association de ces deux mécanismes placés de manière perpendiculaire l'un par rapport à l'autre permet d'obtenir la mobilité désirée. Contrairement au mécanisme de Hoeken où la trajectoire de l'organe terminal est une droite approximée, elle est ici parfaitement droite à l'intersection des plans des deux sous-systèmes. Le modèle géométrique direct du robot esclave s'obtient en ne considérant qu'une moitié du mécanisme. Dans notre cas nous considérons les trois liaisons qui définissent le mouvement dans le plan $(O, \vec{x}_0,\ \vec{y}_0)$. On note l_{is} la distance entre les

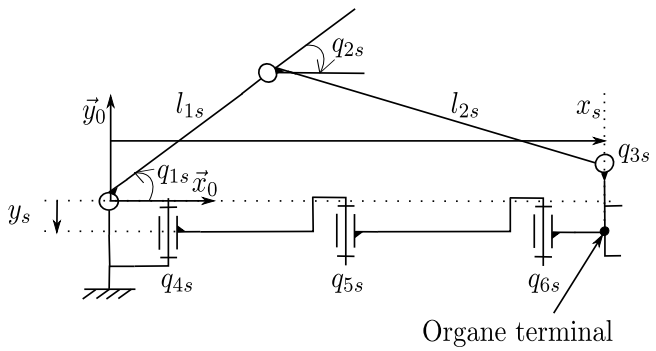


FIGURE 3.3 – Schéma cinématique du robot esclave.

liaisons i et $i+1$ avec $1 \leq i \leq 3$. En projetant sur les axes $\vec{x}_0$ et $\vec{y}_0$, on obtient les équations suivantes :

$$\begin{cases} x_s = l_{1s} \cos q_{1s} + l_{2s} \cos q_{2s} \\ y_s = l_{1s} \sin q_{1s} + l_{2s} \sin q_{2s} \end{cases} \tag{3.6}$$

où x_s et y_s sont les coordonnées de l'organe terminal du robot dans $(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$. Etant donné que le deuxième mécanisme plan défini par les liaisons 4, 5 et 6 impose un mouvement de l'organe terminal perpendiculaire à $\vec{y}_0$, y_s est une constante. Comme le codeur est monté sur la liaison q_{1s}, il faut exprimer toutes les positions angulaires nécessaires en fonction de q_{1s}. Il vient :

$$\sin q_{2s} = \frac{y_s - l_{1s} \sin q_{1s}}{l_{2s}} \tag{3.7}$$

En dérivant les deux équations (3.6), on obtient :

$$\begin{cases} \dot{x}_s = -l_{1s}\dot{q}_{1s} \sin q_{1s} - l_{2s}\dot{q}_{2s} \sin q_{2s} \\ 0 = l_{1s}\dot{q}_{1s} \cos q_{1s} + l_{2s}\dot{q}_{2s} \cos q_{2s} \end{cases} \tag{3.8}$$

De cette équation, on déduit :

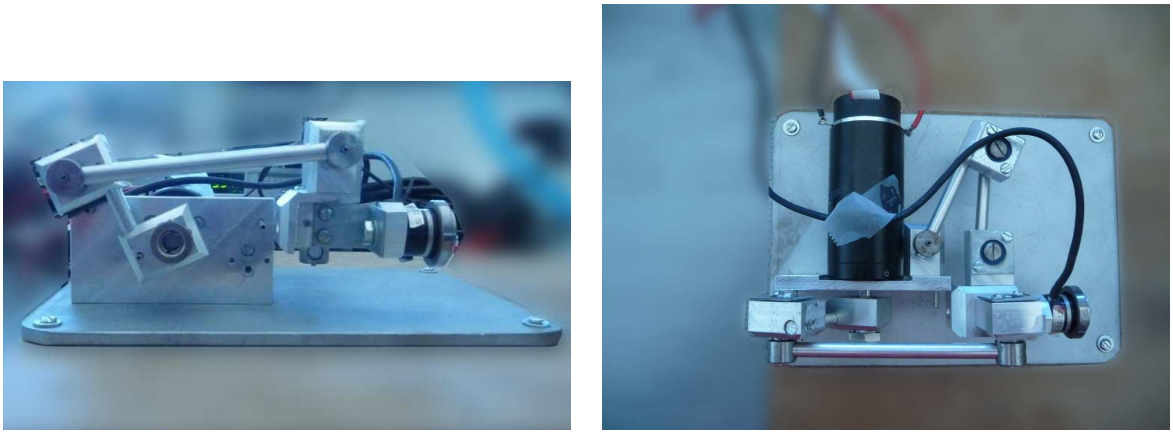
$$\dot{q}_{2s} = -\frac{l_{1s}\dot{q}_{1s} \cos q_{1s}}{l_{2s} \cos q_{2s}} \tag{3.9}$$

si $q_{2s} \neq \frac{\pi}{2}$ ($q_{2s} = \frac{\pi}{2}$ n'arrive pas à cause de la position des butées). Le modèle cinématique direct s'écrit alors finalement d'après (3.8) et (3.9)

$$\dot{x}_s = (-l_{1s} \sin q_{1s} + l_{1s} \cos q_{1s} \tan q_{2s})\, \dot{q}_{1s} = J_s \dot{q}_{1s} \tag{3.10}$$

où J_s est la matrice Jacobienne de l'esclave. Le prototype réalisé est présenté à la figure 3.4. De la même manière que pour le maître, on montrerait que le modèle dynamique simplifié s'écrit :

$$f_s = m_s \ddot{x}_s + b_s \dot{x}_s \tag{3.11}$$



(a) (b)

FIGURE 3.4 – Prototype du mécanisme esclave : (a) vue de côté ; (b) vue de dessus.

où f_s est la force appliquée le long de l'axe $\vec{x}_0$, m_s est la masse apparente du système esclave, $\dot{x}_s$ et $\ddot{x}_s$ sont respectivement la vitesse et l'accélération de l'organe terminal et b_s est le coefficient de frottement visqueux. Les valeurs identifiées sur le prototype sont celles utilisées pour les résultats en simulation des chapitres (1) et (2) :

$$m_s = 0,152\,\mathrm{kg} \quad \text{et} \quad b_s = 1,426\,\mathrm{N}\cdot\mathrm{s}\cdot\mathrm{m}^{-1}$$

3.1.4 L'environnement

L'environnement considéré est un ressort de longueur 42 mm et de coefficient de raideur égal à 197 N.m^{-1}. Afin de simuler un mouvement respiratoire, il est fixé à un actionneur linéaire Linmot $PL01-23S$, dont la force maximale est de 44 N, la vitesse maximale de 6 m.s^{-1} et la masse de 118 g. En pratique, avec la masse supplémentaire du ressort et de la pièce de maintien nécessaire, l'accélération maximale a été configurée à 15 m.s^{-2}. Le moteur linéaire n'est pas équipé d'un codeur mais la mesure de position est reconstruite à partir des positions des aimants permanents du moteur, estimées à l'aide de capteurs à effet Hall. Elle est donc relativement bruitée. Le système a un temps de réponse à 5% d'environ 30 ms, ce qui correspond à une bande passante en boucle fermée d'environ 15 Hz, suffisante pour obtenir les perturbations périodiques que nous considérons. Ainsi configuré, le moteur linéaire est considéré comme une source de position.

Une photographie du dispositif au contact du mécanisme esclave est présentée à la figure 3.5.

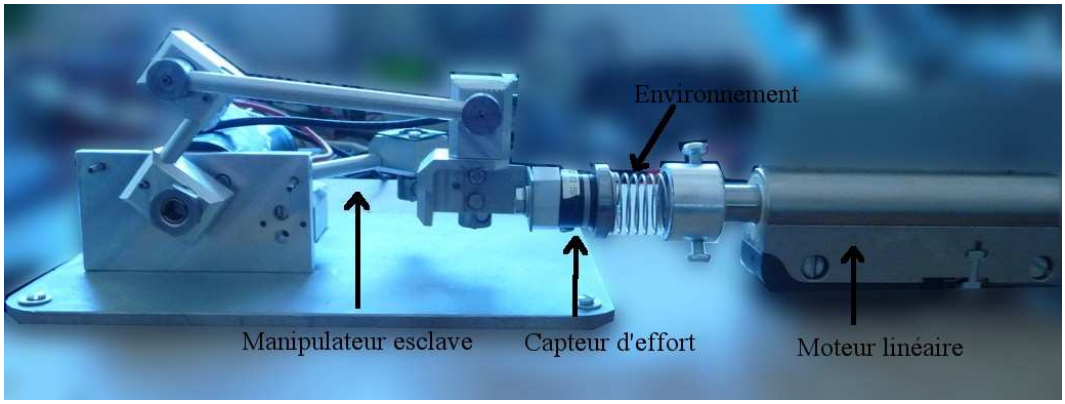


FIGURE 3.5 – Système esclave au contact de l'environnement.

3.1.5 Capteurs et technologie

Les actionneurs des robots maître et esclave sont des moteurs à courant continu Maxon RE-35 (90 W) avec des variateurs analogiques asservis en courant, qui permettent d'appliquer ainsi un couple précis aux moteurs. Pour l'interface maître, une force continue de $3,3$ N peut être obtenue. De plus, avec une estimation de température appropriée, il est possible de restituer transitoirement jusqu'à environ 5 N. Un codeur optique avec 1000 pas/tour est utilisé, ce qui correspond à une résolution linéaire de $0,05$ mm/pas pour les interfaces maître et esclave. Le capteur d'effort utilisé est un ATI Nano 17 sur lequel a été fixée une plaque destinée à recevoir le ressort.

Un PC équipé de convertisseurs analogique-numérique, numérique-analogique et de compteurs de marque SELIAtec est utilisé pour la commande du système. La programmation de la commande est faite en C/C++ sur un système d'exploitation Linux temps-réel Xenomai. La fréquence d'échantillonnage de la commande est de 1 kHz.

3.2 Résultats en téléopération

3.2.1 Schémas de téléopération

Les schémas de téléopération proposés avec les correcteurs R-GPC et IMC sont donnés respectivement aux figures 3.6 et 3.7. Comme la mesure d'effort est bruitée, un filtre numérique passe-bas de Butterworth $F_b(z)$ d'ordre 2 et de fréquence de coupure 25 Hz a été rajouté. Il est utile mais diminue cependant les performances de restitution de raideur. Toutefois, compte tenu de la raideur de l'environnement considéré, soit $k_e = 197\,\mathrm{N.m^{-1}}$, le filtre ne limite pas les performances de l'ensemble

du système.

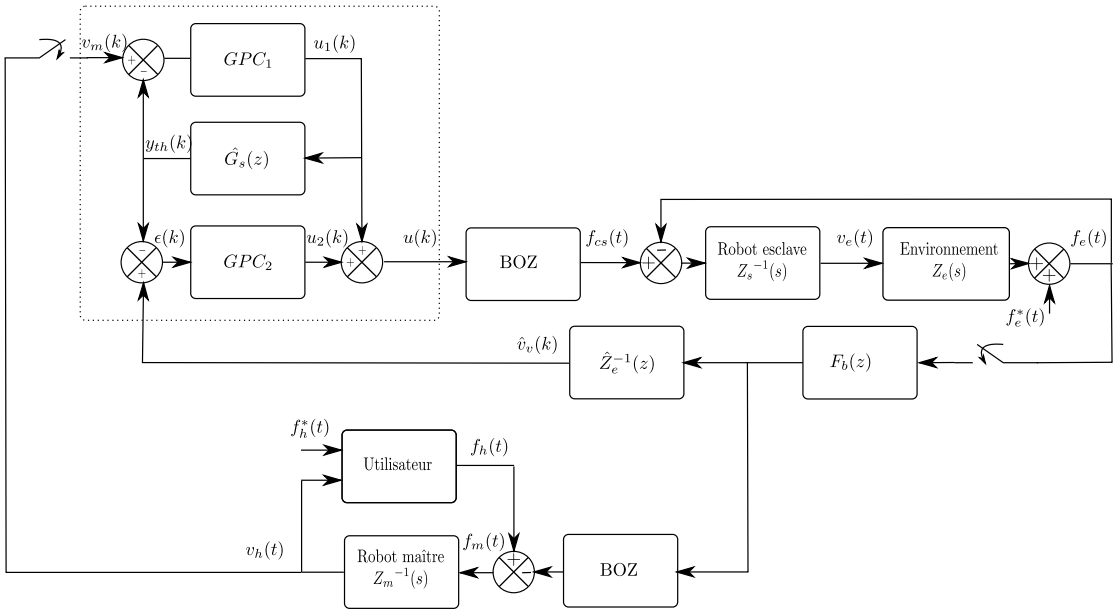


FIGURE 3.6 – Schéma de téléopération pour le rejet de perturbation périodique avec un correcteur R-GPC.

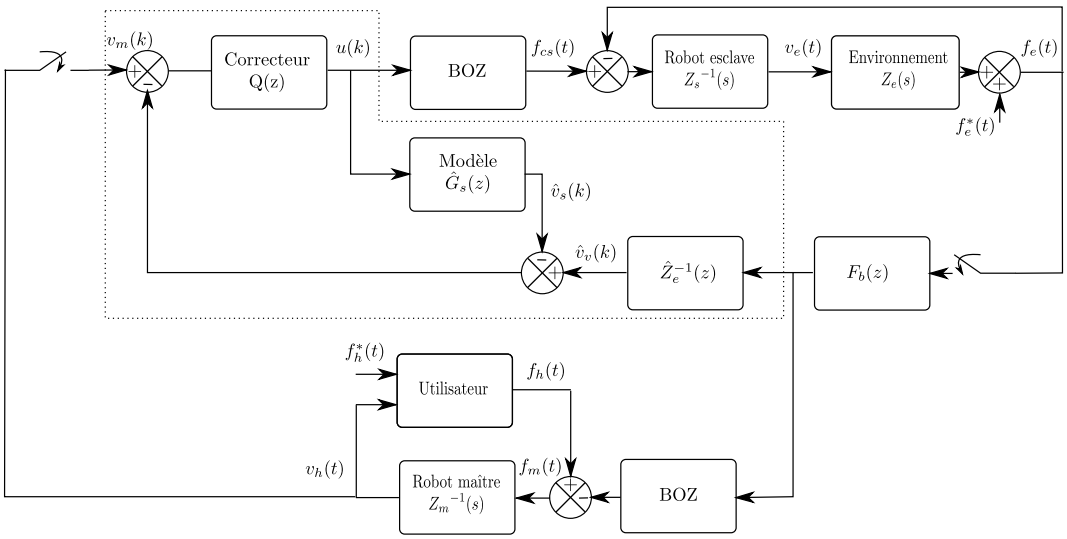


FIGURE 3.7 – Schéma de téléopération pour le rejet de perturbation périodique avec un correcteur IMC.

3.2.2 Définition du mouvement utilisateur de référence

L'évaluation des performances des correcteurs dans le cadre d'un schéma de téléopération est réalisé sur le dispositif expérimental présenté précédemment. Ces expériences sont préférées à des simulations dont les seules conclusions seraient discutables. En effet, en simulation, la modélisation de l'utilisateur reste un sujet de recherche ouvert et le modèle choisi ne serait pas sans effet sur les résultats obtenus. De plus, il reste délicat d'évaluer la notion de rendu haptique en simulation. En contrepartie, il est plus difficile de comparer aussi rigoureusement qu'en simulation les correcteurs à cause du manque de reproductibilité du geste humain, référence des asservissements. Dans l'ensemble des tests réalisés dans la suite de ce chapitre, l'utilisateur a essayé de réaliser l'expérience de manière semblable, selon le protocole suivant :

1. Initialisation : calibrage du dispositif et mise au contact de l'interface esclave avec l'environnement ;
2. A t = 1 s : début de la perturbation créée par le moteur linéaire, de fréquence 0, 25 Hz, 0, 5 Hz, 1 Hz, 2 Hz ou 4 Hz, d'amplitude 22 mm ;
3. A t = 4 s : mouvement de l'utilisateur vers l'environnement d'environ $\simeq$ 1 à 1, 5 cm ;
4. A t = 18 s : arrêt de la perturbation à la fin du cycle en cours (5 alternances par cycle) ;
5. A t = 25 s : arrêt de l'expérience.

La mise au contact initiale se justifie afin d'éviter toute instabilité du système lors d'une transition depuis l'espace libre (problème traité au chapitre suivant). Elle est réalisée par l'envoi d'une commande amenant le système à une position de fonctionnement où il exerce une force de 0, 35 N sur l'environnement. De même, on a choisi, pour des raisons de simplicité, de démarrer le mouvement de perturbation de façon à augmenter l'effort de contact entre l'esclave et l'environnement.

En plus des critères considérés au chapitre 2, les points suivants sont étudiés en régime permanent :

- prise en compte du bruit sur la commande ;
- performances haptiques, ressenti de l'utilisateur ;
- pourcentage de rejet $R_{\%}$ exprimé par rapport à la force ressentie en l'absence de compensation (force valant typiquement 4, 3 N pour un mouvement de 22, 2 mm).

Réglages des correcteurs

Lors des essais précédents, en simulation, les correcteurs ont été réglés de manière à obtenir un niveau de bruit sur la commande similaire. Dans ce chapitre, les paramètres sont ajustés afin d'obtenir les meilleures performances possibles.

Pour ces correcteurs, les paramètres de réglages sont :

- pour le GPC : λ et C. Le paramètre λ permet de pondérer l'énergie de commande qui sera employée pour suivre la consigne de l'utilisateur et rejeter les perturbations. Le polynôme C permet de gérer l'importance de l'action intégrale du correcteur. Par exemple, avec un polynôme $C = 1 - 0,99q^{-1}$, le correcteur GPC aura une action intégrale plus importante qu'avec un polynôme de valeur $C = 1 - 0,999q^{-1}$.
- pour le R-GPC : λ, μ, C et α. Le coefficient μ a le même rôle que λ mais permet de ne jouer que sur le rejet de perturbation grâce au principe de décomposition. C joue exactement le même rôle que précédemment. Enfin α est le coefficient d'oubli de l'action répétitive. En le diminuant, on peut atténuer les effets du bruit et d'autres phénomènes non répétitifs.
- pour l'IMC : ρ est le seul paramètre disponible. En le diminuant, la bande passante du système augmente au détriment du bruit présent sur la commande et de la robustesse.
- pour le M-IMC : ρ, ω_p, ω_c et ξ_p. Le paramètre ρ règle la bande passante du filtre passe-bas de l'IMC. Il permet de diminuer le bruit de mesure et de commande mais limite en contrepartie la capacité du système à rejeter une perturbation et à suivre une consigne. Les paramètres ω_p et ξ_p sont associés au filtre passe-bande destiné à optimiser le gain du correcteur pour une fréquence choisie. Enfin, le paramètre ω_c règle la bande passante du filtre passe-bas destiné à rendre le filtre causal.

Concernant le GPC, où la commande est déjà assez bruitée, il y a peu de marge pour augmenter les performances. En pénalisant la commande avec λ et en augmentant l'action intégrale avec $C = 1 - 0,95q^{-1}$ ou $C = 1 - 0,9q^{-1}$ les résultats sont malgré tout moins bons. Il est possible de garder $\lambda = 0,0001$ et d'augmenter l'action intégrale mais la commande est alors proche de la saturation. Les performances sont légèrement meilleures mais les mesures réalisées ne tiennent pas compte de certains pics qui apparaissent, au début de la réponse notamment. Il est impossible de diminuer indéfiniment λ sans rendre le système instable. De ce fait, les paramètres utilisés en simulation sont conservés ($\lambda = 0,0001$ et $C = 1 - 0,99q^{-1}$).

Le R-GPC, au contraire, est améliorable étant donné que sa commande est moins sollicitée que celle du GPC. L'augmentation ou la diminution de l'action intégrale n'a que peu d'effet sur les performances obtenues. En revanche, diminuer le coefficient de pondération de la commande μ permet d'augmenter les performances du système. Ce bénéfice se fait malheureusement au détriment de l'augmentation du bruit de commande qui a tendance à être amplifié par l'action répétitive. Le choix $\alpha = 0,7$ permet de rendre plus « énergique » la commande tout en conservant le bénéfice de l'action répétitive. Le meilleur réglage du R-GPC est obtenu avec : $C = 1 - 0,999q^{-1}$, $\mu = 0,0002$ et $\alpha = 0,7$.

Avec l'IMC standard, il est possible d'augmenter la bande passante du filtre en choisissant $\frac{1}{2\pi\rho} = 55\,\text{Hz}$. Au-delà, le système se met à vibrer.

Enfin pour le M-IMC, plusieurs essais ont été réalisés avec une perturbation de

2 Hz afin d'augmenter les performances notamment en modifiant les bandes passantes des filtres passe-bas $F_{l1}(s)$ et $F_c(s)$ et en ajustant le paramètre ξ_p du filtre passe-bande $F_p(s)$. Etant donné que le M-IMC ne présente que peu d'intérêt pour le rejet des basses fréquences car l'IMC standard offre d'excellents résultats, son filtre passe-bande a été configuré pour une fréquence de 4 Hz. Le meilleur résultat est obtenu avec les réglages suivants :

- $\frac{1}{2\pi\rho} = 35\,\text{Hz}$,
- $\frac{\omega_p}{2\pi} = 4\,\text{Hz}$,
- $\xi_p = 2$,
- $\frac{\omega_c}{2\pi} = 55\,\text{Hz}$.

Le diagramme de Bode de l'IMC standard et du M-IMC, réglés avec les paramètres donnés précédemment, est donné à la figure 3.8.

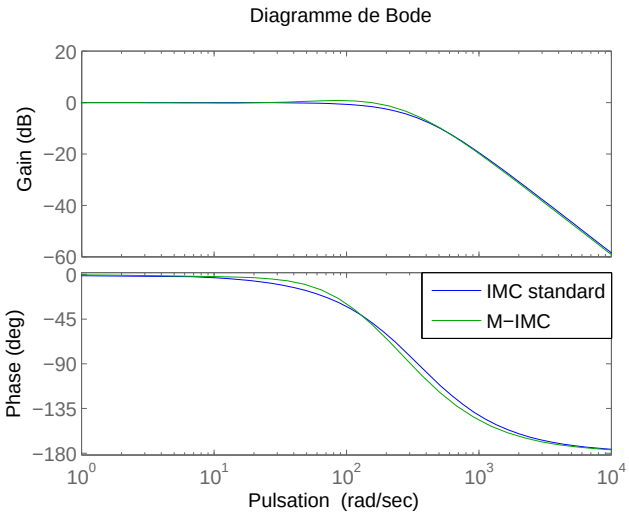


FIGURE 3.8 – Comparaison du diagramme de Bode de l'IMC standard et du M-IMC.

3.2.3 Comparaison avec une perturbation basse fréquence

Présentation des résultats

Tous les correcteurs n'ayant pas été efficaces à toutes les fréquences, une comparaison des performances par fréquence a été proposée plutôt que par correcteur, comme c'était le cas dans le chapitre 2. Dans un premier temps, nous avons considéré une perturbation lente, correspondant à une fréquence fondamentale de $0,25$ Hz qui permet de faire fonctionner le système pour tous les correcteurs. La fréquence de cette perturbation correspond au mouvement physiologique de la respiration chez l'humain. Trois types de courbes sont présentées : i) les courbes de position et d'effort, figure 3.9 ; ii) le spectre du signal d'erreur résultant, figure 3.10 ; iii) les courbes du signal de commande 3.11.

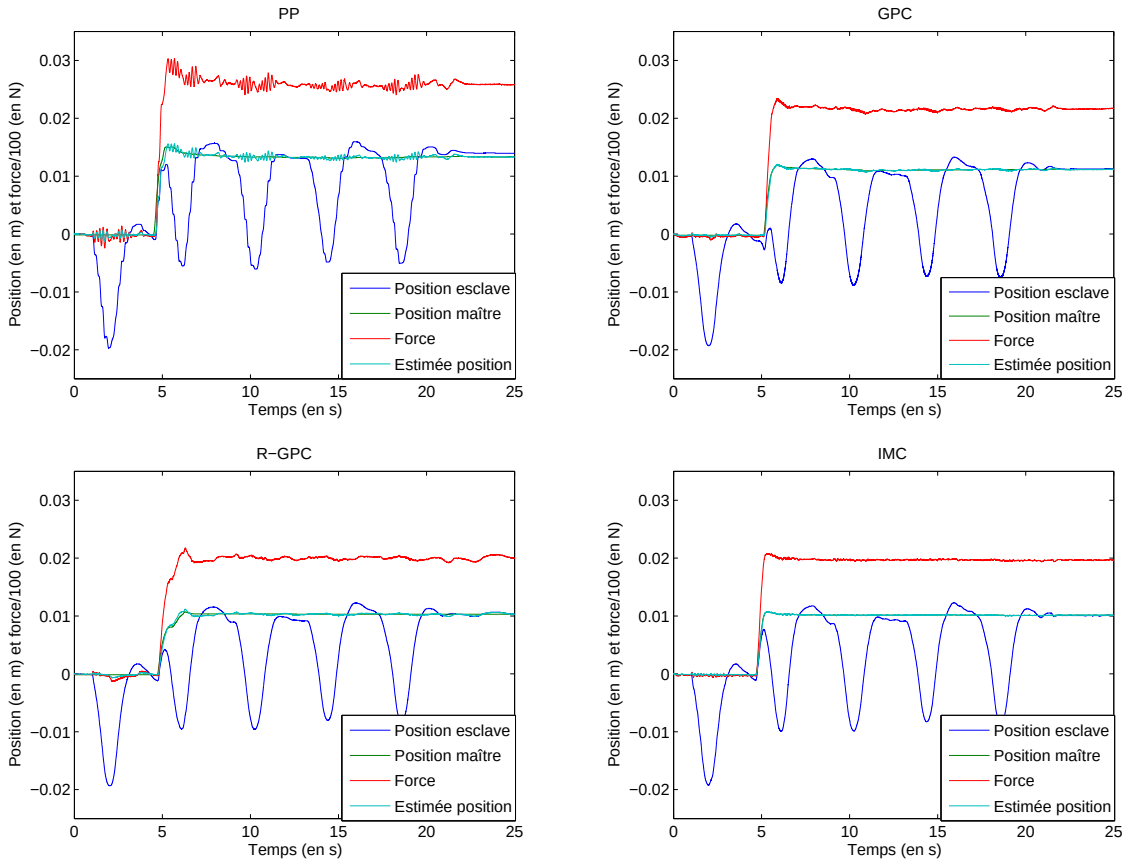


FIGURE 3.9 – Résultats expérimentaux en téléopération avec une perturbation de fréquence $0,25$ Hz pour différents correcteurs.

L'ensemble des résultats mesurés apparait résumé dans le tableau 3.1 où les meilleurs résultats sont soulignés. Contrairement au cas de la simulation où la force perçue était globalement constante en régime permanent, en manipulation sa pente peut varier légèrement. Pour cela, avant d'effectuer les mesures de performance, un algorithme consistant à redresser la pente de la section considérée (fonction `detrend` de Matlab) a été systématiquement appliqué. L'indice de performance $R_{\%}$ représente le pourcentage résiduel de perturbation, en % de la valeur mesurée au cas où il n'y aurait aucune compensation. Il s'agit donc d'une mesure directe de la performance de rejet du correcteur.

Les valeurs de référence pour un essai sans perturbation, afin de pouvoir comparer les différentes expériences, sont indiquées à la ligne 2 du tableau 3.1. Nous retenons ces valeurs comme la limite optimale des performances atteignables. Dans le cas où aucune perturbation n'est présente, l'amplitude du bruit sur le signal d'effort est de $0,03\,\mathrm{N}$ ce qui représente $0,7\,\%$ de la perturbation.

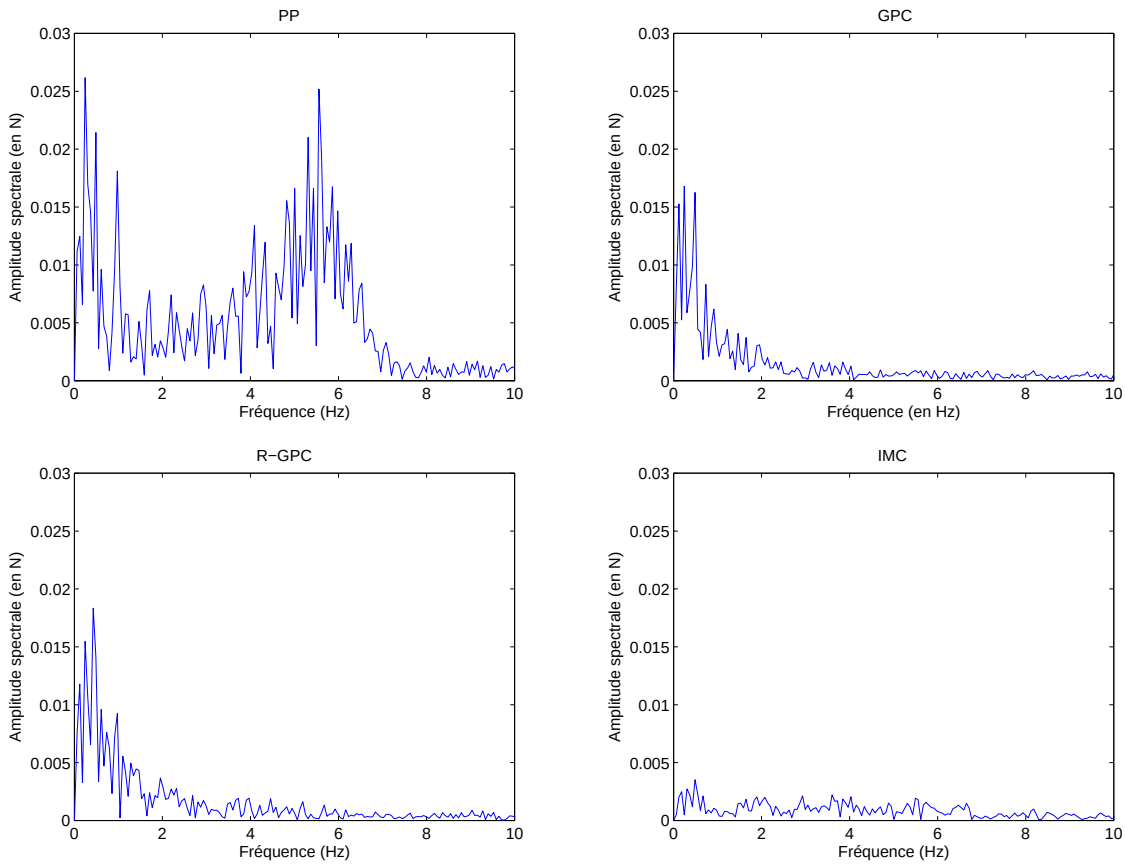


FIGURE 3.10 – Spectre du signal d'erreur résultant en téléopération avec une perturbation de fréquence $0,25\,\mathrm{Hz}$ pour différents correcteurs.

Analyse

Le rejet du correcteur par placement de pôles (voir figure 3.9) est très correct si l'on considère seulement l'amplitude résiduelle $R_{\%} = 6,8\,\%$. L'analyse spectrale de ce signal indique en revanche deux pics à $0,25\,\text{Hz}$ et à $5,8\,\text{Hz}$ correspondant respectivement à la fréquence de la perturbation et approximativement à la fréquence de résonance du système esclave au contact de l'environnement, tous deux perceptibles dans l'interaction haptique.

Le correcteur GPC offre de bonnes performances de rejet malgré une commande très bruitée (voir figure 3.11). Les performances en rejet du correcteur R-GPC ($2,9\,\%$) sont proches de celles du correcteur GPC ($3,2\,\%$) à cette fréquence. L'action du correcteur répétitif, lors de la première période de perturbation à $t \simeq 2\,\text{s}$ sur la figure 3.9 n'est pas encore effective, le rejet du premier cycle de la perturbation étant uniquement dû à l'action intégrale du correcteur R-GPC. Le reste de la perturbation rejeté aux périodes suivantes est compensé par l'action répétitive. Le défaut visible sur la courbe de force à partir de $t \simeq 20\,\text{s}$ est dû à l'action répétitive qui se prolonge à l'arrêt de la perturbation. Cependant, même si les performances du R-GPC sont similaires à celles du GPC, sa commande est moins bruitée.

Enfin, le correcteur IMC offre un taux de rejet excellent ($1,2\,\%$), très proche de l'essai de référence sans perturbation. En considérant également l'écart type du résidu et le spectre du signal d'erreur, l'IMC semble offrir les meilleures performances de rejet. En outre, le niveau de bruit sur la commande est bien plus faible que celui du GPC ou encore du R-GPC. Compte-tenu des excellentes performances de l'IMC standard, le M-IMC n'a pas été testé.

Type (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
Ref	$2,12$	$2,10$	$2,13$	$0,03$	$0,7$	$0,003$
PP	$2,31$	$2,17$	$2,46$	$0,29$	$6,8$	$0,048$
GPC	$2,15$	$2,07$	$2,21$	$0,14$	$3,2$	$0,023$
R-GPC	$2,00$	$1,94$	$2,07$	$\underline{0,13}$	$\underline{2,9}$	$0,024$
IMC	$1,97$	$1,95$	$2,00$	$\underline{0,05}$	$\underline{1,2}$	$0,008$
M-IMC	-	-	-	-	-	-

TABLE 3.1 – Résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence $0,25\,\text{Hz}$ avec différents correcteurs.

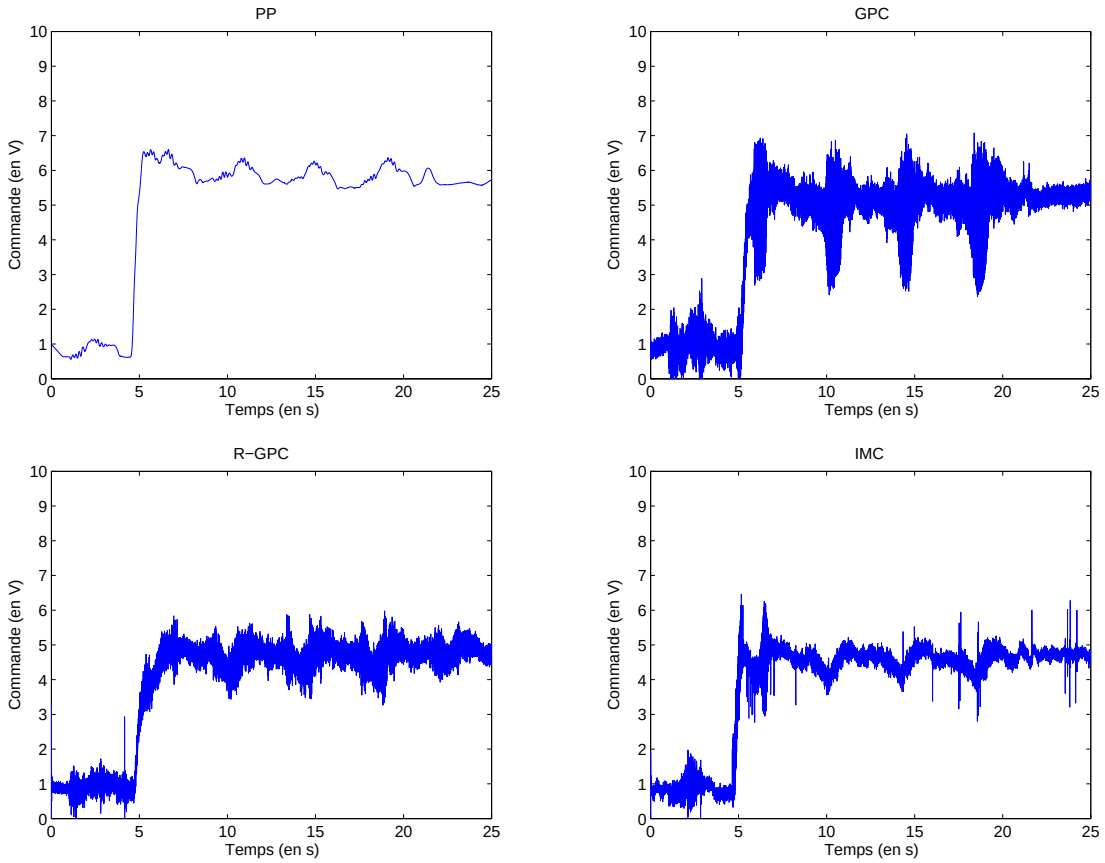


FIGURE 3.11 – Commande de l'interface esclave lors de la téléopération avec une perturbation de fréquence $0,25\,\mathrm{Hz}$, pour différents correcteurs.

3.2.4 Evolution des performances lors de l'augmentation de la fréquence de la perturbation

Perturbation périodique à $0,5\,\text{Hz}$

A partir de $0,5\,\text{Hz}$, le correcteur par placement de pôles devient instable et sa réponse n'est donc pas incluse dans les résultats suivants. La courbe d'effort obtenue avec l'IMC[1] (figure 3.12) montre un meilleur rejet que celui obtenu avec le GPC ou le R-GPC. Les indicateurs du tableau 3.2 confirment cette impression en donnant les valeurs de $R_{\%}$ qui valent respectivement pour le R-GPC et le GPC, $4,2\,\%$ et $3,9\,\%$ contre $2,7\,\%$ pour l'IMC. Toutefois l'écart existant entre ces trois correcteurs est vraiment minime car il ne correspond en pratique qu'à une différence d'amplitude de $0,05\,\text{N}$, ce qui est presque indécelable en terme de rendu haptique pour l'utilisateur. Deux pics aux fréquences, $0,5\,\text{Hz}$ et $1\,\text{Hz}$, sont présents dans le spectre de l'erreur résiduelle. Ces pics sont plus marqués pour le correcteur GPC.

Les performances des correcteurs IMC et GPC diminuent plus vite que celles du R-GPC lorsque la fréquence de perturbation passe de $0,25\,\text{Hz}$ à $0,5\,\text{Hz}$. En effet, le rejet pour l'IMC chute de $125\,\%$ environ alors que pour le GPC ou le R-GPC, il chute seulement d'un peu plus de $30\,\%$.

Type (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
PP	-	-	-	-	-	-
GPC	$2,02$	$1,93$	$2,11$	$0,18$	$4,2$	$0,030$
R-GPC	$1,90$	$1,82$	$1,99$	$\underline{0,17}$	$\underline{3,9}$	$0,032$
IMC	$2,10$	$2,04$	$2,16$	$\underline{0,12}$	$\underline{2,7}$	$0,017$
M-IMC	-	-	-	-	-	-

TABLE 3.2 – Résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence $0,5\,\text{Hz}$ avec différents correcteurs.

Perturbation périodique à $1\,\text{Hz}$

A une fréquence de perturbation à $1\,\text{Hz}$, le pourcentage d'amplitude crête à crête $R_{\%}$ ainsi que l'écart type du résidu de perturbation sont relativement proches pour les trois correcteurs comme le montrent le tableau 3.3 et la figure 3.13. Ces dernières valeurs montrent que les performances se dégradent plus rapidement pour l'IMC que pour le GPC ou le R-GPC. En effet, alors que le rapport $R_{\%}$ de l'erreur augmente respectivement de $67\,\%$ et $31\,\%$ pour le GPC et le R-GPC, il augmente de $114\,\%$

1. Le dépassement observable pour l'IMC est dû au mouvement de l'utilisateur.

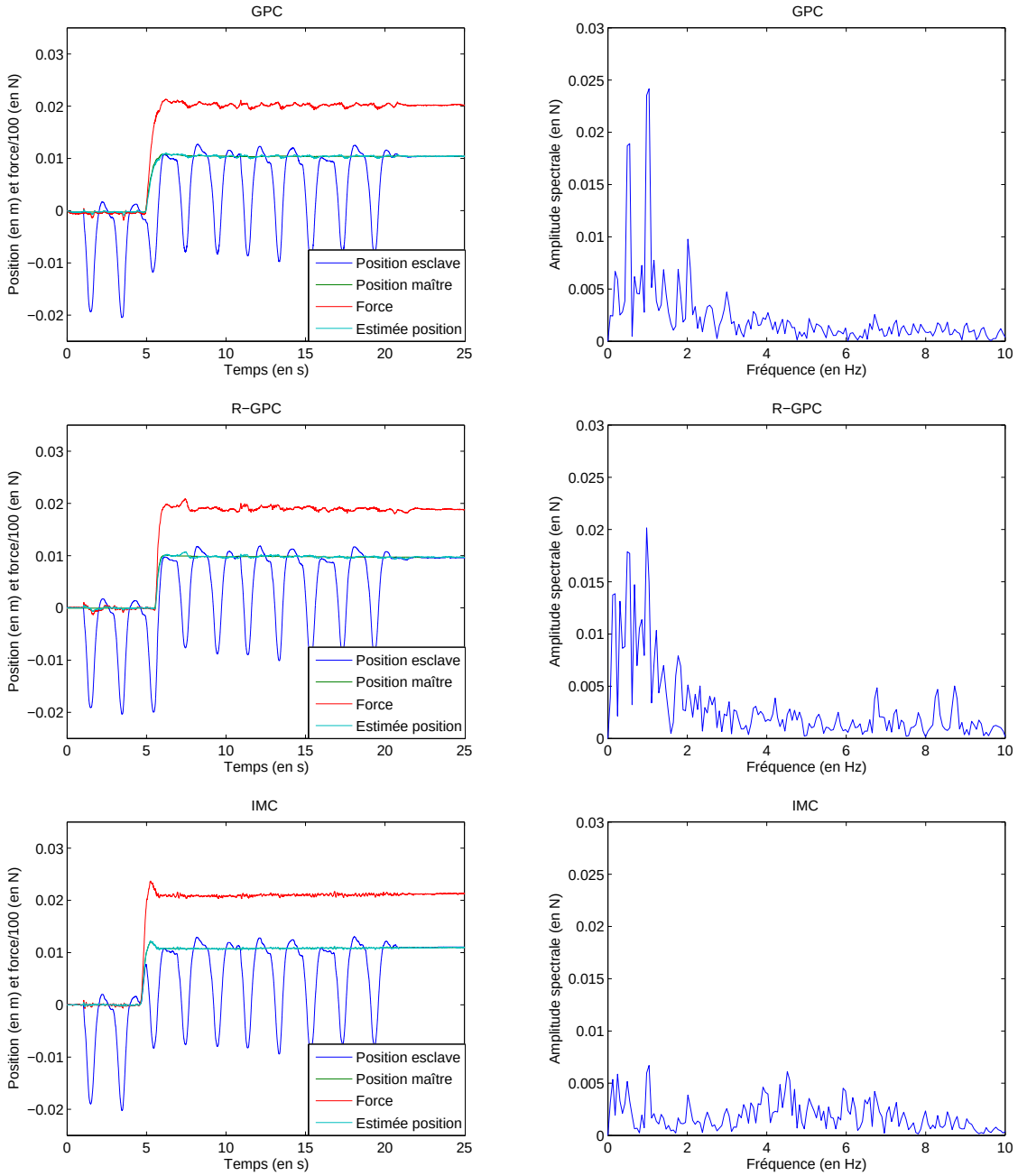


FIGURE 3.12 – Résultats expérimentaux en téléopération avec une perturbation de fréquence $0,5\,\mathrm{Hz}$ pour différents correcteurs. A gauche, les courbes de position et d'effort sont représentées. A droite, le spectre du signal d'erreur résultant est représenté.

pour l'IMC. Concernant les composantes du signal d'erreur résiduel, on distingue nettement pour le GPC les fréquences fondamentales (de moindre amplitude) de la perturbation et de ses harmoniques (2 Hz et 4 Hz). En ce qui concerne le R-GPC, les composantes de la perturbation ne se distinguent pas clairement. Enfin, l'IMC fournit de moins bons résultats que le R-GPC. De plus, les composantes hautes fréquences sont plus importantes avec ce type de commande, indiquant que le système a une légère tendance à osciller. Au niveau du rendu haptique, les composantes hautes fréquences se ressentent moins que les composantes basses fréquences. Pour une perturbation de fréquence 1 Hz, le cycle de 5 périodes simulé engendre une nouvelle fréquence fondamentale de $0,2$ Hz ainsi que ses harmoniques. Ce phénomène se distingue spécialement dans le cas du R-GPC et de l'IMC où des pics de fréquences inférieurs à 1 Hz sont présents.

Type (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
PP	-	-	-	-	-	-
GPC	$2,21$	$2,08$	$2,39$	$0,30$	$7,0$	$0,043$
R-GPC	$1,92$	$1,82$	$2,03$	$\underline{0,22}$	$\underline{5,1}$	$0,035$
IMC	$1,91$	$1,78$	$2,03$	$\underline{0,25}$	$\underline{5,8}$	$0,036$
M-IMC	-	-	-	-	-	-

Table 3.3 – Résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence 1 Hz avec différents correcteurs.

Perturbation périodique à 2 Hz

A une fréquence de perturbation de 2 Hz, l'IMC devient instable. De ce fait, ses résultats n'ont pas été pris en compte par la suite. Le correcteur est remplacé par le M-IMC qui permet d'améliorer les performances de l'IMC standard. Le tableau 3.4 et la figure 3.14 rendent donc seulement compte des résultats obtenus avec des correcteurs GPC, R-GPC et M-IMC. Ces trois correcteurs semblent présenter à cette fréquence des performances assez similaires en ce qui concerne leur valeur de rejet crête à crête $R_{\%}$. Pour le GPC et le R-GPC les valeurs sont respectivement de $15,9$ % et de $13,8$ % contre $18,5$ % pour le M-IMC. Bien que l'écart semble faible, en observant la force résiduelle de la figure 3.14, on constate que le meilleur rejet est obtenu avec le R-GPC. Ceci est confirmé par la valeur σ_e des différents correcteurs ainsi que par l'analyse des spectres de l'erreur résiduelle où des pics à 4 Hz et 6 Hz sont clairement présents pour le GPC et l'IMC. La figure 3.15 montre les différences existantes dans la commande pour le rejet d'une même perturbation pour les différents correcteurs. Pour l'IMC, la commande du système est beaucoup plus sollicitée

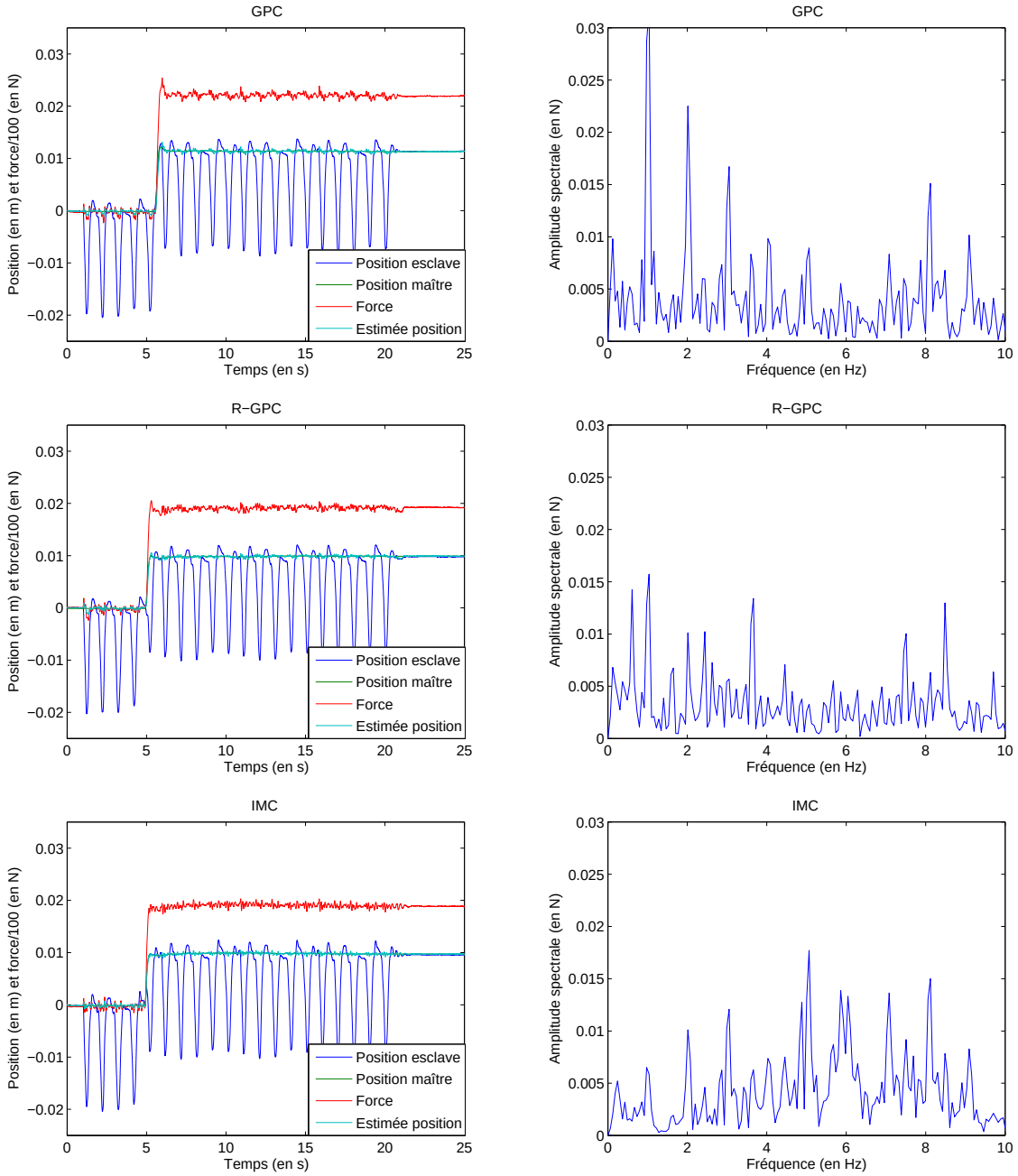


FIGURE 3.13 – Résultats expérimentaux en téléopération avec une perturbation de fréquence 1 Hz pour différents correcteurs. A gauche, les courbes de position et d'effort sont représentées. A droite, le spectre du signal d'erreur résultant est représenté.

qu'avec le GPC ou encore le R-GPC. En termes de rendu haptique, la compensation obtenue avec ces valeurs est à la limite de ce qu'on est en droit d'attendre pour un rejet de perturbation acceptable. Néanmoins, alors que ce n'était pas forcément le cas pour des perturbations plus lentes, l'utilisateur ressent clairement une différence dans la qualité de la compensation entre les différents correcteurs testés (jusqu'à 5 % de différence en ce qui concerne le rejet contre seulement 1 % à 2 % pour les essais aux plus basses fréquences).

A une fréquence de 4 Hz aucun correcteur n'a pu être mis en œuvre.

Type (en Hz)	$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
PP	-	-	-	-	-	-
GPC	$2,11$	$1,72$	$2,40$	$\underline{0,69}$	$\underline{15,9}$	$0,135$
R-GPC	$1,98$	$1,63$	$2,21$	$\underline{0,59}$	$\underline{13,6}$	$0,093$
IMC	-	-	-	-	-	-
M-IMC	$1,97$	$1,56$	$2,36$	$0,79$	$18,5$	$0,163$

TABLE 3.4 – Résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence 2 Hz avec différents correcteurs.

3.3 Discussion des résultats

Tout d'abord, il faut signaler que les expériences font apparaître des résultats différents de ceux constatés en simulation. Deux cas de figure se présentent : soit le système est stable et la compensation est satisfaisante, soit le système est instable. Il n'y a donc pas de résultats intermédiaires. Ainsi, il est impossible d'évaluer le mauvais rendu haptique présenté en simulation dans certains cas (taux de résidu de la perturbation de plus de 40% par exemple). Expérimentalement, le plus mauvais rejet que nous mesurons est pour une perturbation de 2 Hz, avec un taux de rejet de $81,5$ %. Ce résultat, bien que moins bon que celui de 93 % obtenu à 1 Hz n'en demeure pas moins très satisfaisant et apporte un gain réel à l'utilisateur.

Les meilleurs résultats obtenus pour chaque correcteur sont présentés dans le tableau 3.5. Pour chaque correcteur, les performances indiquées sont celles obtenues avec la perturbation maximale qu'il est capable de rejeter. Comme attendu suite aux simulations, le R-GPC est le correcteur qui permet de rejeter le mieux la perturbation de plus haute fréquence. Dans tous les cas, les performances obtenues avec le GPC sont inférieures à celles obtenues avec le R-GPC. De plus, les performances observées correspondent aux résultats de simulation en commande simple, sauf :

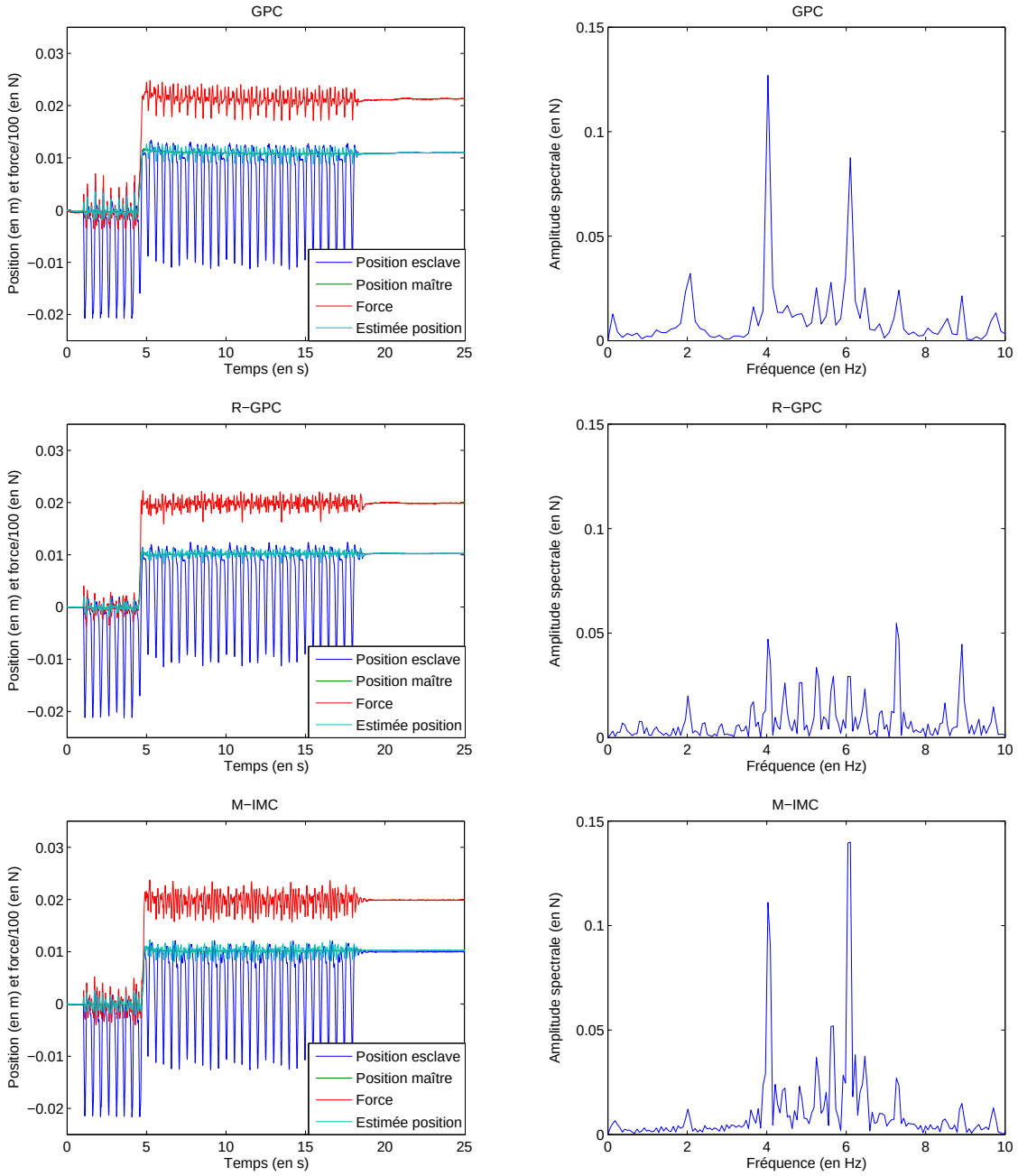


FIGURE 3.14 – Résultats expérimentaux en téléopération avec une perturbation de fréquence 2 Hz pour différents correcteurs. A gauche, les courbes de position et d'effort sont représentées. A droite, le spectre du signal d'erreur résultant est représenté (échelle modifiée par rapport aux figures précédentes).

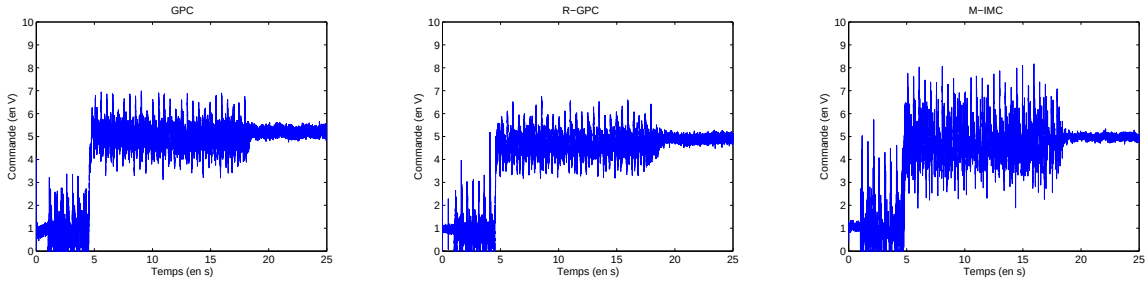


FIGURE 3.15 – Courbes de commande pour les résultats expérimentaux en téléopération avec une perturbation de fréquence 2 Hz pour différents correcteurs.

- à 2 Hz en simulation, les performances du R-GPC sont deux fois meilleures que celles du M-IMC pour un bruit équivalent sur la commande. Les résultats expérimentaux ne confirment pas cet écart de performance. Ceci peut être expliqué par le fait que la commande du R-GPC est moins robuste au bruit que la commande M-IMC et de ce fait ses réglages ne peuvent être autant optimisés qu'en simulation ;
- à 4 Hz, plus aucun correcteur ne fonctionne. Cela est probablement dû à la condition de contact permanent, implicitement réalisée en simulation et qu'il est difficile de maintenir expérimentalement.

Type	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)	$f_{b_{max}}$ (en Hz)
PP	$6,8$	$0,048$	$0,25$
GPC	$15,9$	$0,135$	2
R-GPC	$\underline{13,6}$	$0,093$	$\underline{2}$
IMC	$5,8$	$0,036$	1
M-IMC	$18,5$	$0,163$	2

TABLE 3.5 – Meilleurs résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort avec les différents correcteurs.

En ce qui concerne l'IMC, il cesse de fonctionner au delà de 1 Hz mais présente d'excellents résultats jusqu'à cette fréquence. Au-delà, le M-IMC reste stable et offre donc une alternative à l'IMC. Néanmoins cette amélioration ne lui permet pas de rivaliser avec le R-GPC.

Enfin, l'expérimentation a mis en avant le problème du bruit sur la commande. Ce bruit est principalement dû à la mesure de force. Malgré tout, ce phénomène ne suffit pas à expliquer la nécessité d'un filtre passe-bas sur la mesure. En effet, lors de la simulation, un signal de bruit a déjà été ajouté et de très bons résultats étaient

observés. Au cours de l'expérience, les bruits et les vibrations étaient également amplifiés par le mouvement du moteur linéaire et le mécanisme esclave lui-même. Ce problème a permis de mettre en évidence les correcteurs les moins sensibles au bruit. De ce point de vue là, l'IMC et le M-IMC ont clairement l'avantage par rapport au correcteur GPC, voire R-GPC.

3.4 Conclusion

Ce chapitre a montré par un nombre important d'expériences qu'il est possible de réaliser des téléopérations sur un environnement soumis à une perturbation périodique. Il s'agit là d'une contribution originale de nos travaux. Les performances en compensation et le rendu haptique obtenus sont satisfaisants et prometteurs pour les applications à venir mais ce résultat reste assez difficile à quantifier. Les correcteurs proposés sont complémentaires. En effet, l'IMC et par extension le M-IMC, offrent de très bonnes performances quand il s'agit de rejeter des perturbations lentes à assez rapides, jusqu'à 1 Hz. Au contraire, le R-GPC offre les meilleures performances lorsqu'il s'agit de rejeter une perturbation très rapide compte tenu de la bande passante du système. Néanmoins, pour des perturbations plus lentes, il ne présente que peu d'intérêt par rapport au GPC classique ou à l'IMC, bien plus simples à mettre en œuvre.

Ceci est d'autant plus vrai que l'IMC a l'avantage de n'utiliser aucune hypothèse sur le modèle de la perturbation, alors que le R-GPC suppose que la perturbation est périodique. Cette dernière hypothèse engendre des problèmes supplémentaires notamment lors de perturbations ponctuelles, qui seront interprétées comme une perturbation périodique, et donc compensée à la période suivante. De ce fait l'utilisation du R-GPC n'est à privilégier que si aucune autre alternative n'est possible et que les correcteurs plus simples à mettre en œuvre ne fonctionnent pas.

Chapitre 4

Transition de l'espace libre au contact

Sommaire

4.1 Présentation du problème et intérêt 92
4.1.1 Décomposition des commandes des deux correcteurs . . . 92
4.1.2 Notations 95
4.2 Solution en l'absence de perturbation 97
4.2.1 Basculement du correcteur 97
4.2.2 Déclenchement du basculement 98
4.3 Cas d'une perturbation 102
4.3.1 Problème rencontré 102
4.3.2 Solution proposée 104
4.3.3 Amélioration des performances pour la compensation . . 106
4.4 Conclusion 107

Jusqu'à présent, nous n'avons considéré que le cas de la compensation de perturbations au contact de l'environnement. Dans le précédent chapitre, le robot esclave est maintenu au contact de l'environnement, le correcteur permettant à l'utilisateur de ressentir l'environnement comme s'il était immobile. Néanmoins, pour des applications chirurgicales, il est intéressant de n'être pas contraint à rester au contact de l'environnement et de pouvoir librement se déplacer de l'espace libre vers le contact. Différents travaux ont proposé des solutions à ce problème. Zarrad [Zarrad 08] a proposé un correcteur adaptatif utilisant une estimation de la raideur pour gérer la transition entre l'espace libre et le contact. Dans notre cas, le modèle utilisé intègre la raideur de l'environnement qui est considérée connue à l'avance. De ce fait, l'utilisation d'une méthode adaptative ne se justifie pas. Padois [Padois 04] a proposé un basculement des lois de commande entre les deux tâches à effectuer. Dans ce chapitre, le principe de réaliser une transition entre les deux correcteurs est conservé et un algorithme visant à la réaliser est proposé. Ce dernier utilise le correcteur R-GPC, dont on a vu précédemment qu'il fournit les meilleures performances sur une plage fréquentielle. Nous décrivons la méthode d'approche de l'environnement alors que le robot dans l'espace libre rejette déjà la perturbation.

4.1 Présentation du problème et intérêt

Nous désirons que le système gère de manière stable et transparente la transition de l'espace libre à l'espace au contact.

4.1.1 Décomposition des commandes des deux correcteurs

Comme le robot esclave utilisé est réversible, deux modèles différents doivent être utilisés : celui correspondant à l'espace libre, noté $G_l(s)$, et celui correspondant à l'espace au contact, noté $G_c(s)$:

$$G_l(s) = \frac{1}{m_s s^2 + b_s s} \quad \text{et} \quad G_c(s) = \frac{1}{m_s s^2 + (b_s + b_e)s + k_e} \tag{4.1}$$

A chacun de ces modèles correspondent un correcteur GPC (voir chapitre 2). Ces correcteurs (GPC_c et GPC_l) sont basés sur les modèles discrets $G_c(z)$ et $G_l(z)$ du robot esclave. Le correcteur GPC_l calcule respectivement la composante de commande de suivi u_{l1} et celle de rejet u_{l2}. De la même manière, GPC_c calcule les composantes de commande u_{c1} et u_{c2}. Cela donne quatre combinaisons possibles qui peuvent survenir : ($G_l(s)$, GPC_l), ($G_c(s)$, GPC_l), ($G_l(s)$, GPC_c) et ($G_c(s)$, GPC_c). On cherche ici à étudier l'influence d'un mauvais appariement correcteur-modèle, qui adviendra nécessairement au moment du basculement du modèle. La figure 4.2 met en évidence les différents comportements des composantes du correcteur GPC décomposé pour une réponse à une consigne de position présentée à la figure 4.1.

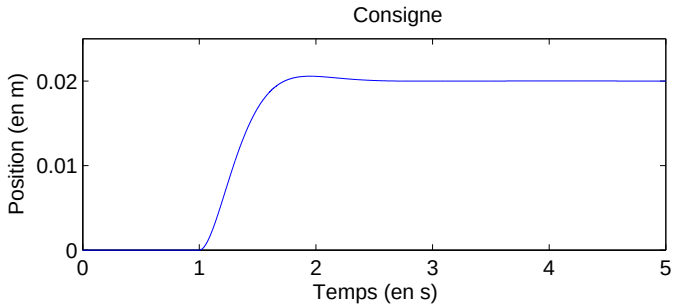


FIGURE 4.1 – Consigne de position du système esclave.

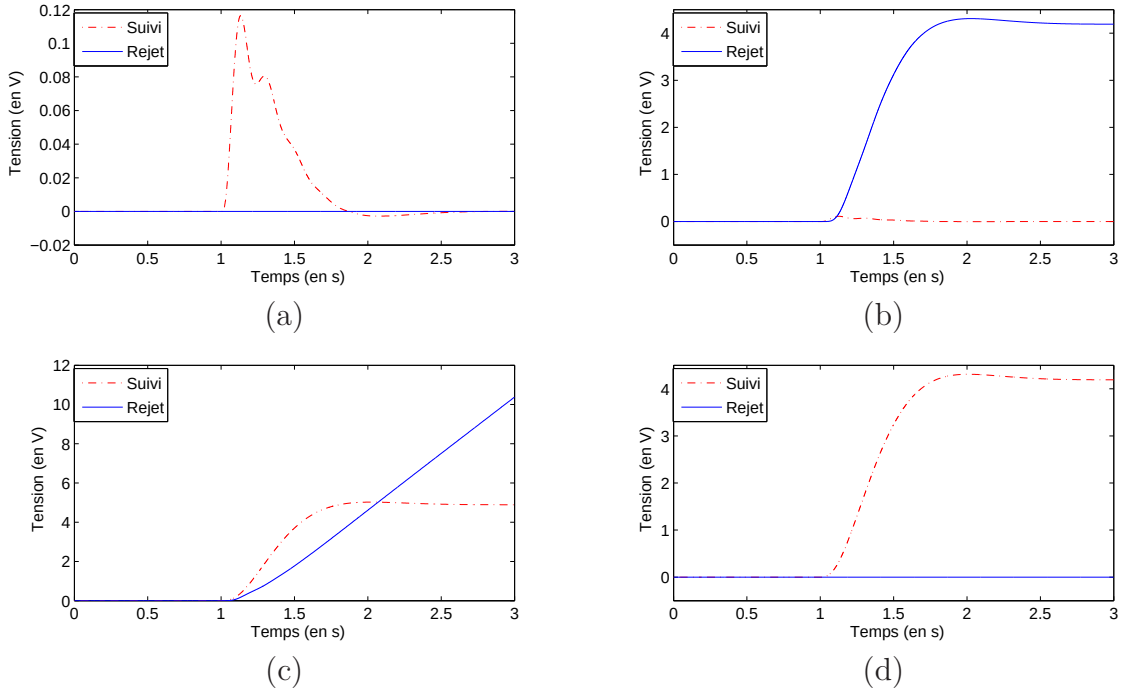


FIGURE 4.2 – Composantes de la commande du GPC décomposé pour une réponse en position à la consigne de la figure 4.1 : (a) ($G_l(s)$, GPC$_l$) ; (b) ($G_c(s)$, GPC$_l$) ; (c) ($G_l(s)$, GPC$_c$) ; (d) ($G_c(s)$, GPC$_c$).

Les deux cas où les correcteurs utilisés correspondent au modèle correct sont ceux des figures 4.2.(a) et 4.2.(d). Quand le correcteur correspond au modèle, la commande du robot est uniquement constituée de la composante de suivi u_{l1} ou u_{c1}. Au contraire, quand le correcteur et le modèle ne correspondent pas, c'est-à-dire que la sortie y_{th} calculée est entachée d'une erreur, la composante de rejet u_{l2} ou u_{c2} constitue l'élément principal de la commande appliquée au système. Dans le cas de la figure 4.2.(b), on constate que la commande est bornée et que le système reste stable, la composante de rejet u_{l2} étant égale à la composante de suivi u_{c1} de la figure 4.2.(d). Par contre dans le cas de la figure 4.2.(c), on observe que la composante de rejet u_{c2} n'arrive pas à compenser l'erreur de modèle. A cause de cela la commande diverge et le système devient instable. Avec le correcteur GPC$_l$, le robot reste stable dans tous les cas, contact ou non.

La première conclusion est qu'il semble possible d'utiliser le correcteur GPC$_l$ même au contact de l'environnement. Cependant, en présence d'une action répétitive, comme dans le cas du R-GPC décrit au chapitre 2, l'erreur entre la composante de sortie théorique et la sortie mesurée va être répétée. La figure 4.3 illustre ce phénomène en simulation alors que le robot esclave est en permanence au contact de l'environnement. Dans ce cas, le R-GPC$_l$ a été synthétisé pour une perturbation périodique de fréquence $0,5\,\mathrm{Hz}$. On observe entre $\mathrm{t} = 3\,\mathrm{s}$ et $\mathrm{t} = 4\,\mathrm{s}$ une répétition de l'erreur survenue pendant la pénétration du robot esclave dans l'environnement entre $\mathrm{t} = 1\,\mathrm{s}$ et $\mathrm{t} = 2\,\mathrm{s}$. Ce délai correspond bien à la période de $2\,\mathrm{s}$ de l'action répétitive définie. La composante de rejet u_{l2} va ainsi induire une répétition non désirée.

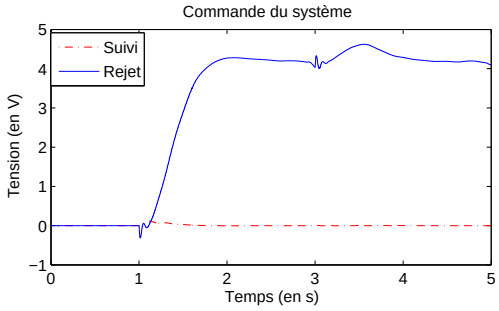
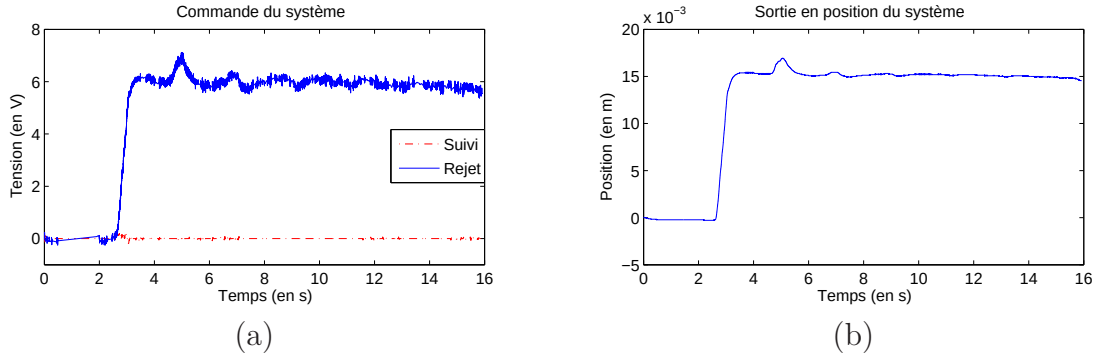


FIGURE 4.3 – Composantes de la commande du R-GPC$_l$ décomposé pour une réponse en position à la consigne de la figure 4.1.

Ce phénomène se ressent également en téléopération. La figure 4.4 présente les résultats obtenus expérimentalement sur le dispositif présenté au chapitre 3. L'essai a été réalisé sur une durée plus longue afin de mieux pouvoir observer les effets de l'action répétitive. A $\mathrm{t} = 2,5\,\mathrm{s}$ l'utilisateur déclenche son mouvement. Comme attendu, la majorité de la commande appliquée est la composante de rejet u_{c2} puisque le robot est au contact de l'environnement et que le correcteur a été calculé sur le modèle en espace libre. On distingue trois répétitions non désirées sur la commande

u_{c2} à t $= 4,5$ s, t $= 6,5$ s et t $= 8,5$ s. La figure 4.4.(b) présente les conséquences de cette action répétitive non désirée sur la position du robot esclave. La perturbation la plus importante occasionne un premier pic et correspond à une erreur de 10 % sur la position et donc également sur la force ressentie par l'utilisateur. Les erreurs suivantes, de l'ordre de 1 % sont moins perceptibles.



(a) (b)

FIGURE 4.4 – Téléopération du système avec le R-GPC$_l$ synthétisé pour une perturbation de $0,5$ Hz au contact : (a) composantes de la commande ; (b) position de la sortie.

En conclusion, il n'est pas souhaitable de synthétiser le correcteur R-GPC pour le modèle de l'espace libre et de l'utiliser lorsque le robot esclave est au contact. L'idéal, comme attendu, est d'utiliser le correcteur adapté au modèle du robot, soit en espace libre, soit au contact. L'existence de ces deux modèles et leur correcteur associé implique de devoir basculer à un instant donné d'une commande à l'autre.

4.1.2 Notations

Les schémas présentés aux figures 4.5 et 4.6 détaillent le dispositif expérimental utilisé pour obtenir les résultats de la figure 4.4. Le dispositif utilise le même robot et le même ressort qu'au chapitre 3. Le système est à 1 DDL avec un déplacement sur l'axe $\vec{x}_0$. Le schéma de la figure 4.5 présente la configuration du système lorsqu'il est dans l'espace libre. L'origine de l'axe du déplacement est placée de sorte qu'à t $= 0$ s, la position x_e à l'extrémité libre du ressort soit $x_e = 0$. La variable x_s, en plus d'être la position de l'organe terminal du robot esclave, mesurée par le codeur et calculée à l'aide du modèle géométrique direct, représente la distance au point de contact.

La configuration au contact est représentée à la figure 4.6 et correspond à la situation où :

$$x_s = x_e > 0 \tag{4.2}$$

Lors du contact, la force f_e exercée par l'esclave sur le ressort est donnée par :

$$f_e = k_e \, x_s \tag{4.3}$$

où k_e est la raideur du ressort en N.m^{-1}.

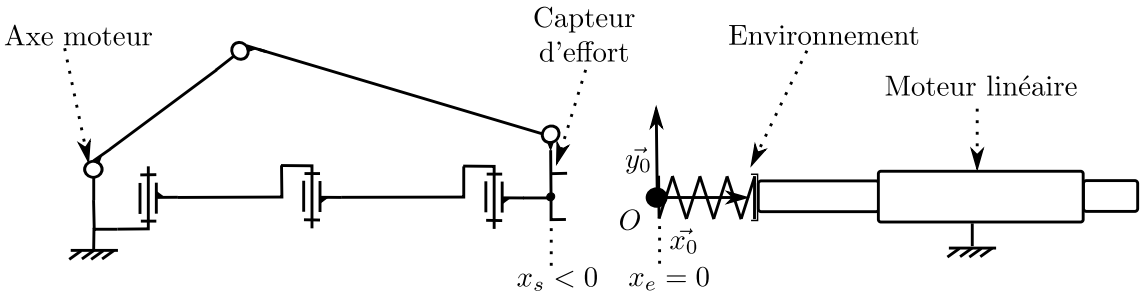


FIGURE 4.5 – Description du robot dans l'espace libre et de l'environnement en l'absence de perturbation.

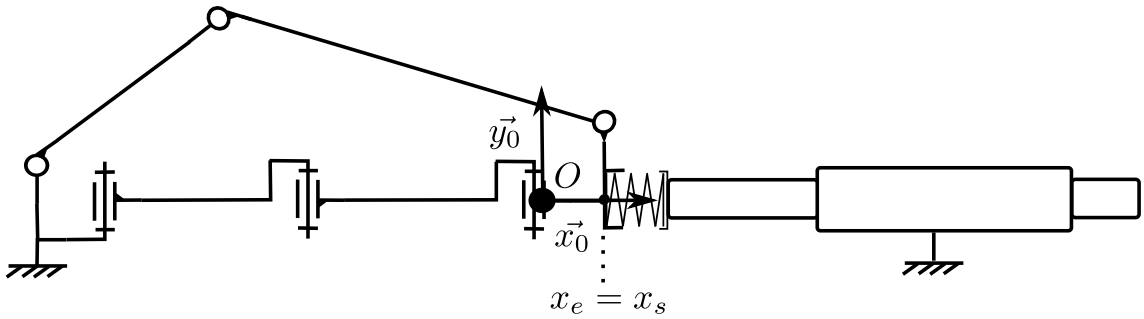


FIGURE 4.6 – Description du robot au contact de l'environnement en l'absence de perturbation.

4.2 Solution en l'absence de perturbation

Dans un premier temps, comme nous ne considérons pas la perturbation, seule la mesure codeur est utilisée. Ainsi, seulement la transition de correcteurs nécessite d'être étudiée.

4.2.1 Basculement du correcteur

Mills et Lokhorst ont étudié le problème de la transition entre l'espace libre et l'espace au contact [Mills 93]. Leur travail est basé sur la stabilité asymptotique de chacun des systèmes qu'elles que soient leurs conditions initiales. Plus récemment [Padois 04] a proposé une solution qui consiste à minimiser la force d'impact lors du contact en optimisant la configuration du robot. Une fois que le contact est détecté, la nouvelle référence est calculée et prend en compte la trajectoire précédente dans l'espace libre. Le basculement entre les correcteurs est effectué sur une seule période d'échantillonnage.

Dans notre cas plusieurs solutions ont été envisagées. La solution qui consiste à basculer, une fois au contact, vers un correcteur initialisé avec des conditions initiales nulles n'est pas souhaitable, car elle entraîne un transitoire indésirable. Une autre solution a donc été testée. Elle consiste à réaliser le basculement en mettant à jour au moment du contact l'historique passé du correcteur R-GPC$_l$. Malheureusement, du fait de leurs ordres respectifs, les deux correcteurs n'ont pas forcément la même taille de vecteurs de commande et de position, ce qui rend la tâche périlleuse. De plus, la contribution des composantes de suivi et de rejet de ces deux correcteurs n'est pas forcément la même, comme déjà vu au 4.1. Ainsi, le procédé de mise à jour de l'historique peut entraîner un transitoire abrupt, potentiellement instable pour le système. Afin de trouver une solution à ce problème, nous avons choisi de faire fonctionner en parallèle les deux correcteurs R-GPC et d'effectuer une transition progressive entre les deux lorsque le contact est détecté. Cette méthode a l'avantage d'offrir une continuité de l'historique pour chaque correcteur.

Pour qu'elle fonctionne, cette transition doit s'opérer autour du point de contact avec l'environnement. En effet, le modèle linéarisé du robot au contact inclut la raideur de l'environnement. De ce fait, pour une position non nulle (la position peut être négative), le correcteur R-GPC$_c$ calculera une commande proportionnelle à son écart par rapport à la position de contact. Cette propriété permet de remplir correctement l'historique du correcteur R-GPC$_c$ (vecteurs de commande u_1 et u_2, vecteurs de sortie théorique y_{th} et mesurée y) alors que le système esclave est encore dans l'espace libre et utilise le correcteur R-GPC$_l$. Pour réaliser cela, il faut initialiser correctement le correcteur R-GPC$_c$ à l'instant $\mathrm{t} = 0\,\mathrm{s}$. Cette initialisation est plus facile à calculer car elle ne fait appel qu'au gain du système et considère le robot immobile à l'instant d'initialisation.

Pour réaliser une transition progressive entre les deux correcteurs, une fonction de lissage $\gamma(n)$ est introduite, dont la caractéristique est donnée à la figure 4.7. La

variable n représente une grandeur qui sera définie par la suite en fonction des critères sur lesquels est basé le lissage. Les coefficients de la fonction ont été déterminés à

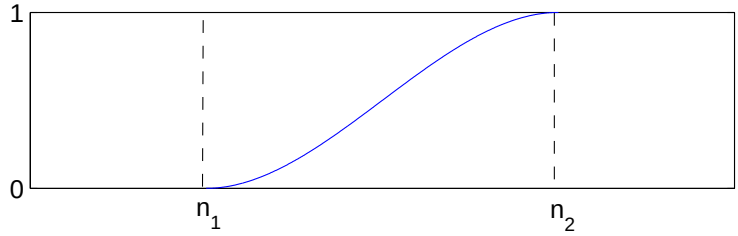


FIGURE 4.7 – Courbe de lissage.

partir des conditions suivantes :

$$\begin{cases} \gamma(n_1) = & 0 \\ \gamma(n_2) = & 1 \\ \dot{\gamma}(n_1) = & 0 \\ \dot{\gamma}(n_2) = & 0 \end{cases} \tag{4.4}$$

où n_1 et n_2 représentent les valeurs de n délimitant la zone de transition des correcteurs.

A chaque instant, les deux correcteurs fonctionnent simultanément. La commande envoyée au système est calculée à partir d'une pondération variable des deux commandes dépendant de la fonction de lissage :

$$u = (1 - \gamma)\ u_l + \gamma\ u_c \tag{4.5}$$

où u, u_l et u_c sont respectivement la commande appliquée au système, la commande calculée pour le R-GPC$_l$ et la commande calculée pour le R-GPC$_c$. Les commandes des contrôleurs R-GPC$_c$ et R-GPC$_l$ sont décomposables telles que : $u_c = u_{c1} + u_{c2}$ et $u_l = u_{l1} + u_{l2}$.

4.2.2 Déclenchement du basculement

Principe

Une fois cette loi de basculement définie, il faut mettre en place son déclenchement. Le basculement peut être basé sur des critères de position ou de force. La distance séparant le robot esclave de l'environnement est supposée mesurée (elle pourrait l'être par vision). Cependant, une erreur est toujours possible et il n'est pas souhaitable de déclencher trop tôt ou trop tard le basculement vers un modèle (libre ou contact) ne correspondant pas encore à l'état réel du système. De plus, en pratique, la position de sortie ne sera pas toujours la même que la position d'entrée, rendant alors le déclenchement du basculement très incertain s'il est basé sur

la position du système. La solution la plus intéressante est donc de déclencher le basculement sur un seuil d'effort et d'utiliser la force pour déterminer la fonction de lissage.

Le lissage se caractérise par deux paramètres : son seuil, c'est-à-dire le niveau n_1 à partir duquel la transition s'effectue, et son étendue, c'est-à-dire l'intervalle $[n_1;\ n_2]$ sur lequel cette transition s'effectue. Afin de mieux pouvoir observer les différences, des simulations ont été réalisées avec la consigne de position de la figure 4.1. Nous présentons deux types de figures, celles montrant l'évolution de la commande, où sont représentés :

- en bleu, la commande u_l ;
- en vert, la commande u_c ;
- en rouge, la commande appliquée u ;
- en turquoise, le coefficient de lissage γ ;

et celles montrant l'évolution de la position et de la force exercée par le système :

- en bleu, la position de consigne x_m ;
- en vert, la position du système x_s ;
- en rouge, la force exercée par le système sur l'environnement f_e.

Plutôt que la force appliquée au robot, il a été choisi de représenter la tension afin d'afficher une unité similaire dans les figures à celle affichée pour les résultats expérimentaux.

Détermination du seuil de transition

Dans un premier temps nous considérons un intervalle fixe de $0,1$ N. Les figures 4.8 et 4.9 présentent l'évolution de la position du système et de la commande lors du basculement de correcteurs (entre $t = 0,45$ s et $t = 0,55$ s) en fonction du seuil n_1 considéré. Les correcteurs R-GPC$_c$ et R-GPC$_l$ sont synthétisés avec une période $T = 2$ s même si aucune perturbation n'est présente afin de pouvoir déceler un éventuel effet indésirable de l'action répétitive. Pour le cas $[0\ ;0,1]$N, on ne distingue pas le basculement mais cette solution est difficilement implémentable en pratique à cause de la présence de bruit dans la mesure d'effort. Ensuite, plus le seuil augmente, plus on distingue les effets de la transition entre les deux correcteurs. En observant la transition de la commande, dans la partie basse de la figure 4.9, on peut se rendre compte de l'écart existant entre la commande appliquée u et la commande idéale u_c. Cet écart entre les commandes augmente lorsque le seuil de basculement augmente et entraîne une transition plus visible pour l'utilisateur. Ce phénomène s'explique par le fait que la composante u_{l2} est appliquée plus longtemps au détriment de la composante u_{c1} tant que le basculement de modèle de correcteur n'a pas été effectué. Or le rejet de perturbation du correcteur R-GPC$_l$ est moins efficace que le suivi de consigne du correcteur R-GPC$_c$. De ce fait, l'écart entre u_{c1} et u_{l2} augmente lorsque le robot progresse au contact de l'environnement. A la fin du basculement vers le R-GPC$_c$, le système est soumis à un réajustement, compte-tenu de l'inadéquation passée du correcteur R-GPC$_l$ avec le modèle au contact $G_c(s)$. Lorsque le

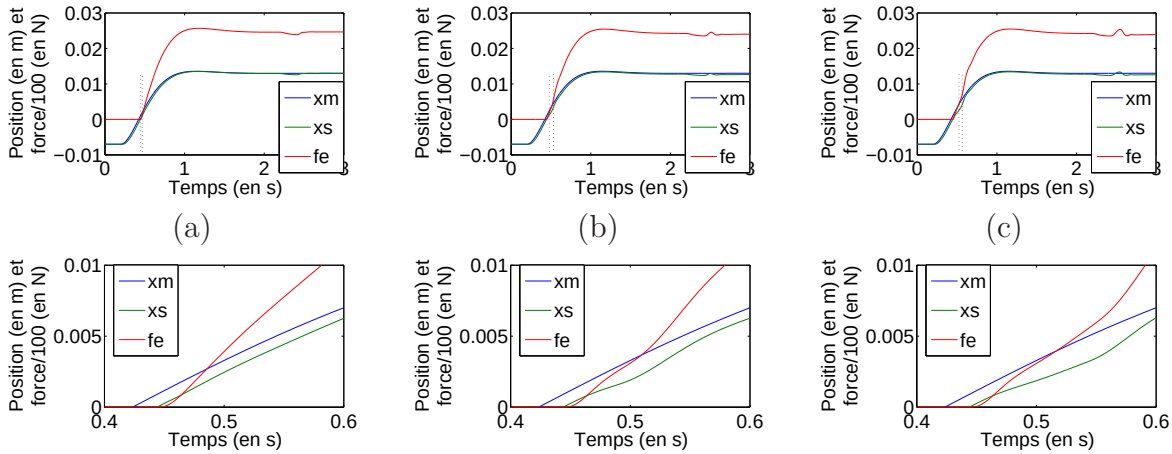


FIGURE 4.8 – Evolution du basculement sur le suivi de position et d'effort en fonction du seuil de transition (en N) : (a) $[0\,;0,1]$; (b) $[0,2\,;0,3]$; (c)$[0,5\,;0,6]$. Haut : vue générale ; bas : zoom lors de la transition.

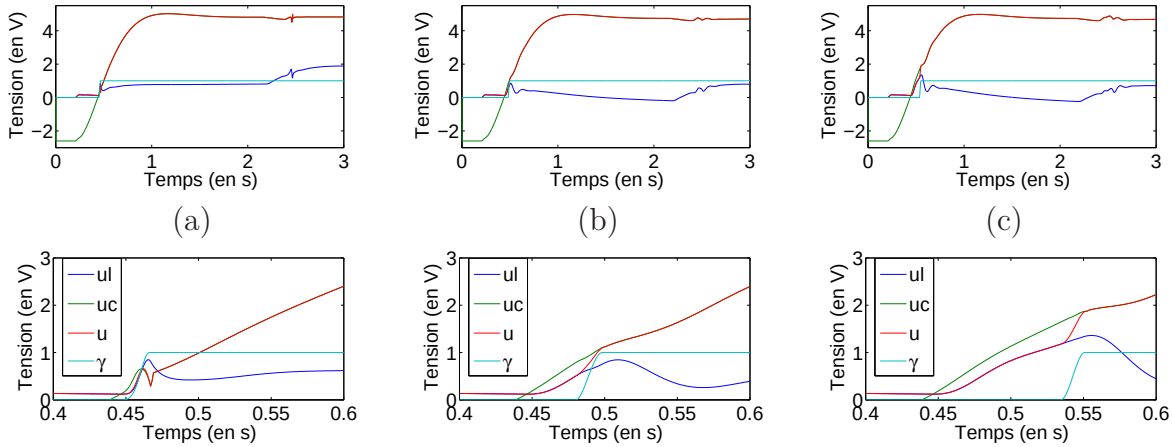


FIGURE 4.9 – Effet du basculement des tensions de commande en fonction du seuil de transition (en N) : (a) $[0\,;0,1]$; (b) $[0,2\,;0,3]$; (c)$[0,5\,;0,6]$. Haut : vue générale ; bas : zoom lors de la transition.

basculement a lieu tardivement, l'action répétitive du correcteur, engendrée par la composante u_{l2} se répercute d'autant plus sur la commande finale et sur la position du système à $t + T$ où T est la période de répétition du correcteur R-GPC (ici $T = 2\,\mathrm{s}$). Il est à noter que la courbe u_{l2} après le basculement diverge de la valeur attendue u_{c1}. Ce comportement est probablement dû à la nature intégrale du système $G_l(s)$ incluse dans le correcteur R-GPC$_l$. Néanmoins, cela est sans incidence car cette commande n'est plus utilisée par la suite.

En conclusion, plus le seuil de force utilisé pour le basculement est bas, moins la transition sera ressentie par l'utilisateur. Etant donné le bruit du capteur d'effort et pour éviter un déclenchement intempestif, notamment lors des accélérations du robot, nous avons choisi $n_1 = 0,2\,\mathrm{N}$.

Détermination de l'étendue de transition

Etudions maintenant l'influence du choix de l'intervalle considéré sur le basculement des correcteurs. Les figures 4.10 et 4.11 présentent l'évolution du comportement de la position du système et de la commande lors du basculement des correcteurs, en fonction de l'intervalle $[n_1;\ n_2]$ considéré, avec $n_1 = 0,2\,\mathrm{N}$. Malgré un seuil équivalent, on observe qu'augmenter la limite n_2 pour la fin du basculement entraîne encore une fois une dégradation de la réponse du système du fait de l'action répétitive. Toutefois, la variation du paramètre n_2, comme le montre les zooms effectués sur les différentes courbes influe sur la qualité de la transition dans une moindre mesure que le choix du paramètre n_1.

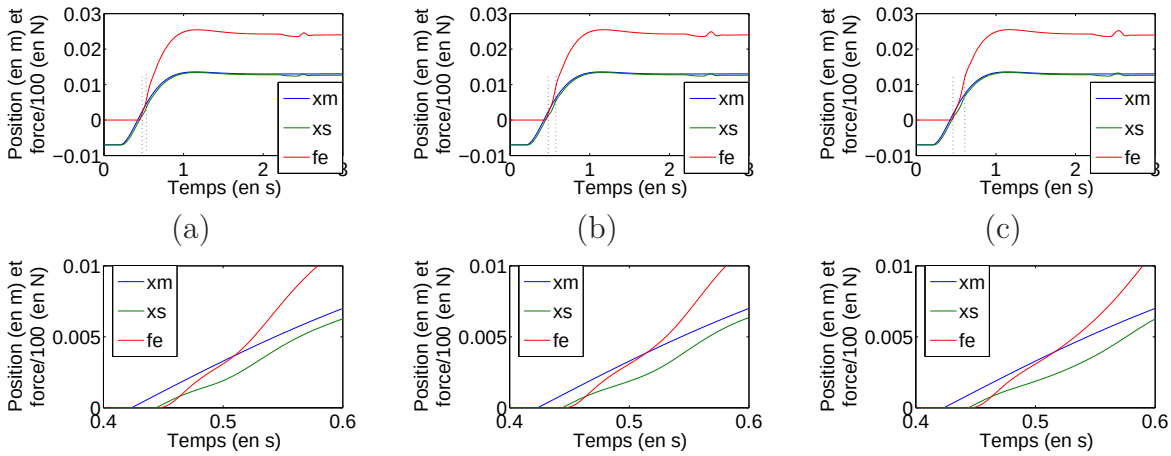


FIGURE 4.10 – Effet du basculement sur le suivi de position et d'effort en fonction de l'étendue de la transition (en N) : (a) $[0,2\ ;0,3]$; (b) $[0,2\ ;0,5]$; (c)$[0,2\ ;0,8]$. Haut : vue générale ; bas : zoom lors de la transition.

De ce fait, la meilleure solution consiste à privilégier un intervalle de transition le plus court possible. Néanmoins, le risque en pratique, compte tenu du bruit du

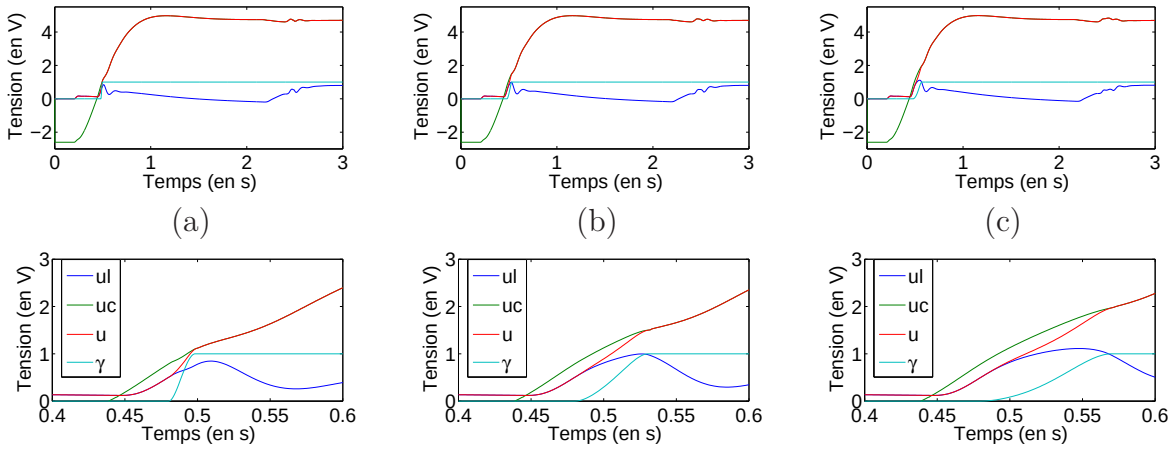


FIGURE 4.11 – Effet du basculement des tensions de commande en fonction de l'étendue de la transition (en N) : (a) $[0,2\ ;0,3]$; (b) $[0,2\ ;0,5]$; (c)$[0,2\ ;0,8]$. Haut : vue générale ; bas : zoom lors de la transition.

capteur, est que cet intervalle soit trop petit et que le basculement entre les deux correcteurs n'ait pas le temps de s'effectuer de manière correcte, surtout en cas de mouvement rapide de l'utilisateur. Après essai sur le dispositif expérimental, nous avons déterminé le meilleur compromis, avec les valeurs suivantes : $n_1 = 0,2\,\mathrm{N}$ et $n_2 = 0,4\,\mathrm{N}$.

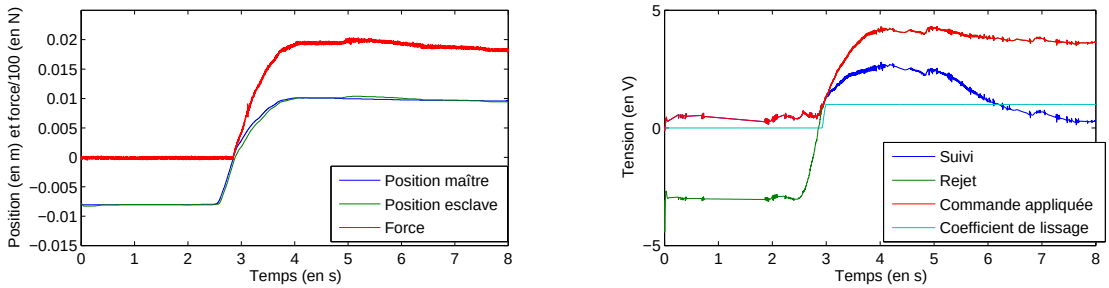
Résultat expérimental

La figure 4.12 montre le basculement de commande du système avec deux correcteurs R-GPC$_l$ et R-GPC$_r$ réglés pour une perturbation de $0,5\,\mathrm{Hz}$ (même si aucune perturbation n'est présente). Le basculement est réalisé sur l'intervalle $[0,2\ ;0,4]$ N. Le résultat est tout à fait satisfaisant du point de vue de la perception du retour d'effort et de la transparence. Contrairement aux résultats présentés à la figure 4.4, aucune perturbation ne survient à cause de l'action répétitive du correcteur.

4.3 Cas d'une perturbation

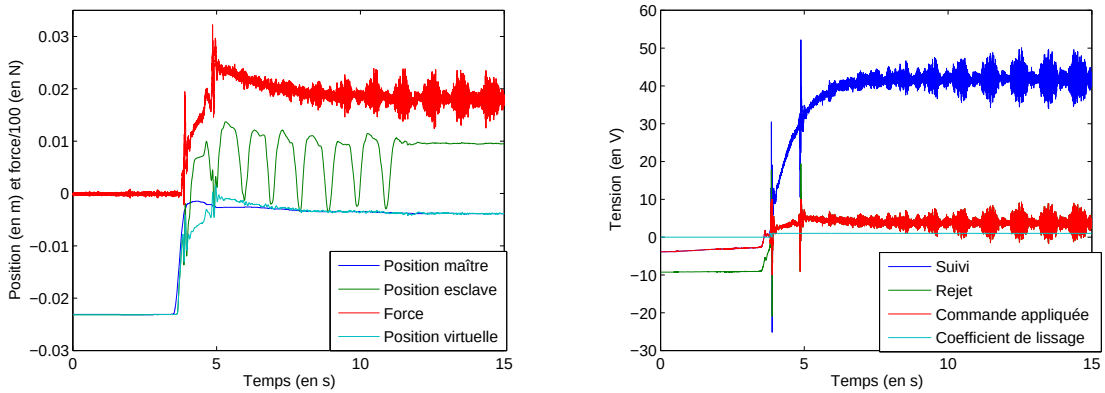
4.3.1 Problème rencontré

En présence d'une perturbation périodique due à l'environnement, le problème devient complexe. La même stratégie de basculement que précédemment ne peut plus être utilisée. En effet, au moment du contact, le mouvement de la perturbation n'est pas connu, et de ce fait peut conduire à un retrait de l'environnement, ce qui entraînerait alors le basculement inverse des correcteurs, voire conduirait à l'instabilité. De plus, l'utilisateur risque de ressentir la perturbation au moment du



(a) (b)

FIGURE 4.12 – Expérience de transition de l'espace libre au contact : (a) position et force ; (b) commande.



(a) (b)

FIGURE 4.13 – Expérience de transition de l'espace libre au contact en présence d'une perturbation : (a) position et force ; (b) commande.

contact, le temps que le correcteur R-GPC$_c$ l'ait rejetée, ce qui n'est pas souhaitable non plus.

La figure 4.13 présente un essai expérimental de téléopération où l'utilisateur essaye de passer de l'espace libre à l'espace au contact en présence d'une perturbation. Lors du contact avec l'environnement mobile, un premier pic de commande apparaît. Celui-ci résulte du mouvement relatif existant entre l'environnement et l'extrémité du robot esclave. A cause de l'action répétitive du R-GPC$_c$ ce pic est répété à t = 5 s. Sur la figure 4.13.(a), on remarque que l'adaptation du robot esclave à la perturbation de l'environnement pendant la période de transition ($4\,\mathrm{s} < t < 5\,\mathrm{s}$) est très mauvaise. De plus, par la suite, cette mauvaise adaptation, qui semble avoir introduit du bruit haute fréquence dans le système, se répercute à cause de l'action répétitive, et cela malgré un facteur d'oubli $\alpha = 0,7$. Finalement le système devient instable.

4.3.2 Solution proposée

Afin de lisser cette transition difficile avec l'environnement, nous proposons d'effectuer le rejet de la perturbation alors que le système est encore dans l'espace libre. Ce problème a été traité à de nombreuses reprises dans la littérature, comme par exemple dans [Nakamura 01, Ginhoux 03] ou [Ott 09]. Le plus souvent, l'estimation de la perturbation est réalisée par asservissement visuel. Nous considérons à partir de maintenant que la mesure de la perturbation lorsque le robot est dans l'espace libre est disponible à tout instant (même si nous n'avons pas implémenté l'asservissement visuel en pratique). C'est le cas sur notre banc expérimental, où l'on dispose de la consigne de position du moteur linéaire, considéré comme une source de position. Grâce à cette approche, le système esclave sera déjà synchronisé avec l'environnement mobile et la transition de l'espace libre au contact sera adoucie idéalement, comme si l'ensemble de la scène était immobile.

La mise en œuvre de cette solution par rapport au cas immobile vu précédemment nécessite d'étudier deux points particuliers :

- la définition d'un nouveau repère mobile et l'introduction d'une nouvelle variable afin de rendre la scène « virtuellement » immobile ;
- le basculement entre les différentes mesures.

Définition du repère mobile

Les figures 4.14 et 4.15 décrivent respectivement le système dans l'espace libre et au contact pour $t \neq 0\,\mathrm{s}$. Un nouveau repère $(O_p, \vec{x}_p, \vec{y}_p)$ est défini de telle sorte que les coordonnées de son origine O_p soient $(p\ 0)^T$ dans $(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0)$. Avec l'introduction de la perturbation représentée par la variable p, x_s ne mesure plus la distance au point de contact. Cette distance est dorénavant désignée par $\hat{x}_v$ et calculée différemment selon la configuration du système comme nous le verrons dans le paragraphe suivant.

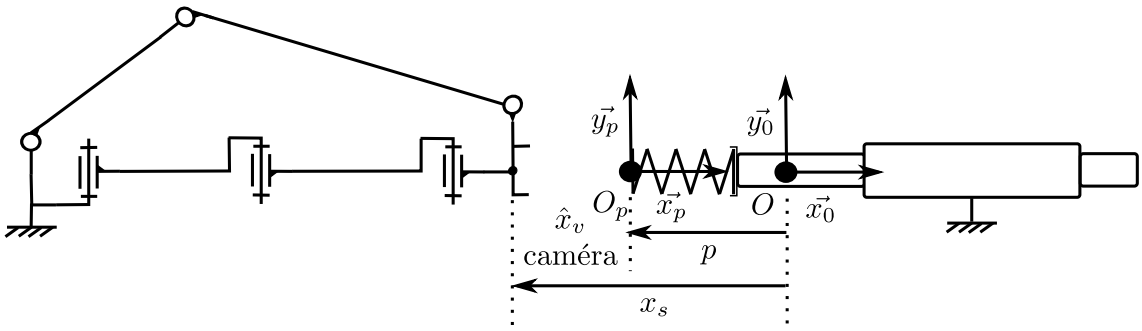


FIGURE 4.14 – Description du robot et de l'environnement.

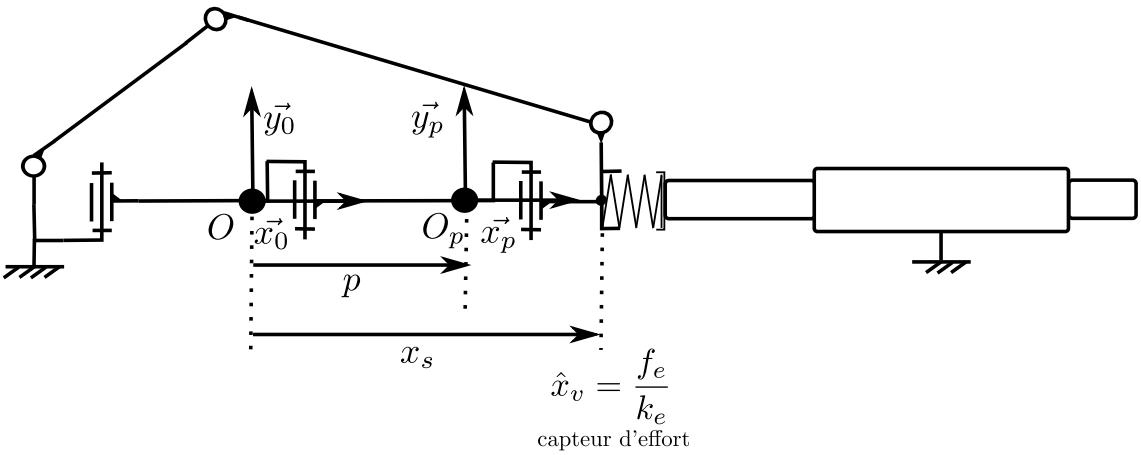


FIGURE 4.15 – Description du robot et de l'environnement.

Basculement de la mesure de position

Aucun des dispositifs de mesure du robot esclave, ni la mesure codeur ni le capteur d'effort, ne permet de mesurer la perturbation dans l'espace libre. Du fait du schéma de téléopération (F-P) choisi, le capteur d'effort ne présente pas d'intérêt particulier dans l'espace libre. Par contre, la mesure codeur peut être utile pour la téléopération. Pour mesurer la perturbation, il est nécessaire d'utiliser une mesure supplémentaire, de type vision par exemple. Lorsque le robot est au contact, la mesure par vision n'est plus utile. En effet, la mesure de la déformation d'un environnement par vision reste encore à ce jour un problème ouvert. De ce fait, une estimée de position calculée à partir de la mesure d'effort doit être utilisée. Pour résumer, afin d'obtenir la distance entre l'organe terminal de l'esclave et l'environnement dans l'espace libre, la mesure codeur et une mesure par vision seront utilisées, alors qu'au contact, seule l'estimée de la position à partir de l'effort est nécessaire.

Dans le cas où le robot évolue dans l'espace libre et en présence de la perturbation, la distance $\hat{x}_v$ s'exprime par :

$$\hat{x}_v = x_s - p \tag{4.6}$$

Dans le cas où le robot est au contact, la mesure d'effort est utilisée pour estimer la position :

$$\hat{x}_v = \frac{f_e}{k_e} \tag{4.7}$$

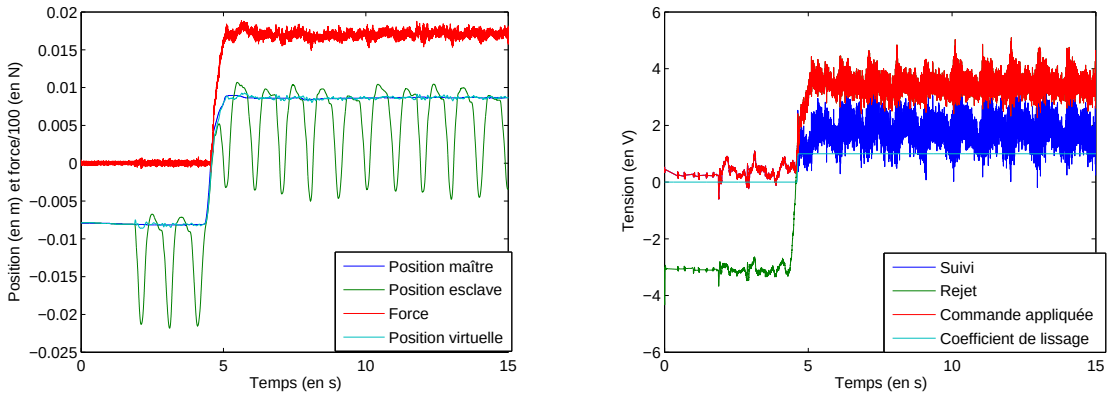
Le basculement de l'estimée de position $\hat{x}_v$ s'effectue au moment de la détection du contact, dans notre cas lorsque $f_e = 0,2\,\mathrm{N}$. En pratique, afin de garantir une continuité entre les deux mesures pour le basculement, un recalibrage est nécessaire au moment de la détection du contact. Pour cela, on considère que l'estimée initiale à $t = 0\,\mathrm{s}$ de la distance x_s est entachée d'une erreur ϵ. A l'instant du contact, ϵ est

estimée à partir de $\hat{x}_v$ de l'espace libre et de la mesure d'effort. Une fois ϵ connu, il est possible de corriger $\hat{x}_v$:

$$\hat{x}_v = \frac{f_e}{k_e} - \epsilon \tag{4.8}$$

Résultats obtenus pour une perturbation de fréquence 1 Hz

La figure 4.16 présente le résultat expérimental obtenu en passant de l'espace libre au contact, l'environnement étant soumis à une perturbation de fréquence fondamentale 1 Hz. Les performances sont très bonnes, comme le montrent les courbes où aucune action répétitive non souhaitée n'apparaît. Au niveau du rendu haptique, l'utilisateur a l'impression de rentrer en contact avec un ressort immobile. Il n'a pas besoin de se concentrer sur le point de contact avec l'environnement. Les performances obtenues sont données dans le tableau 4.1.



(a) (b)

FIGURE 4.16 – Basculement du R-GPC dans le cas d'une perturbation de fréquence fondamentale 1 Hz : (a) position et force ; (b) commande.

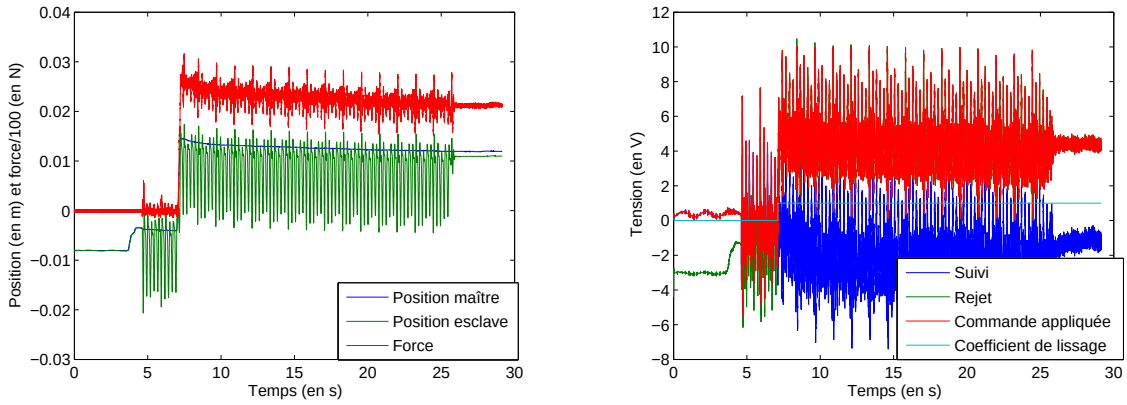
$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
1, 71	1, 62	1, 80	0, 18	6, 1	0, 024

TABLE 4.1 – Résultats obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence fondamentale de 1 Hz lors du basculement du R-GPC.

4.3.3 Amélioration des performances pour la compensation

Un des avantages à réaliser une transition avec stabilisation préalable dans l'espace libre est de pouvoir rejeter une perturbation de fréquence fondamentale plus

élevée que si le rejet débute uniquement au contact de la perturbation. Dans le chapitre 3, les résultats ont montré que le système corrigé avec le R-GPC$_c$ était instable pour une perturbation de 4 Hz. Avec la méthode de basculement proposée, le système reste stable dans le cas d'une perturbation de fréquence fondamentale de 4 Hz. La compensation d'effort n'est toutefois pas parfaite, car l'harmonique d'ordre 3 de la perturbation est proche voire dépasse la bande passante du système. La figure 4.17 présente la compensation d'effort réalisée avec une perturbation de fréquence fondamentale 4 Hz ainsi que la commande appliquée au système. La tension maximale de commande du système étant de 10 V, on constate que la commande du robot est proche de la saturation. Le tableau 4.2 donne les résultats extraits de l'analyse de



(a) (b)

FIGURE 4.17 – Basculement du R-GPC dans le cas d'une perturbation de fréquence fondamentale 4 Hz : (a) position et force ; (b) commande.

la force ressentie par l'utilisateur. Il reste 38, 4% de la perturbation par rapport au cas où elle n'est pas compensée.

$\bar{f}_e$ (en N)	$f_{e_{min}}$ (en N)	$f_{e_{max}}$ (en N)	$f_{e_{c-c}}$ (en N)	$R_{\%}$ (en %)	σ_e (en N)
2, 26	1, 71	2, 83	1, 12	38, 4	0, 17

TABLE 4.2 – Résultats expérimentaux obtenus en téléopération avec compensation d'effort pour une perturbation de fréquence fondamentale de 4 Hz lors du basculement du R-GPC.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés au problème de la transition du passage de l'espace libre au contact. La solution proposée utilise le correcteur R-GPC

qui présente les meilleures performances pour des perturbations de fréquences élevées. Dans un premier temps, nous avons présenté une méthode qui consiste à faire fonctionner les deux correcteurs en parallèle après les avoir correctement initialisés. Le basculement entre les deux correcteurs se fait à l'aide d'une fonction de lissage qui répartit les commandes respectives des deux correcteurs. Ce basculement doit intervenir le plus rapidement possible lorsque le contact est détecté afin de minimiser les effets engendrés par l'action répétitive. Ensuite, le problème de la perturbation a été considéré. Nous avons montré qu'il n'est pas judicieux d'approcher sans précaution le robot esclave de l'environnement mobile. Ce dernier pourrait rentrer en contact brutalement avec le robot, risquant ainsi de rendre le système instable. Pour résoudre ce problème, nous avons mis en œuvre un suivi de l'environnement dans l'espace libre. De ce fait, il est possible de venir délicatement au contact en ayant préalablement compensé le mouvement de l'environnement. Grâce à cette approche, le correcteur R-GPC conduit à de meilleures performances que s'il est initialisé en étant déjà au contact.

Conclusion et perspectives

Cette thèse centrée sur le rejet d'une perturbation périodique en téléopération avec retour d'effort s'articule autour de quatre chapitres, dont nous rappelons les contributions.

Le **chapitre 1** décrit l'évolution de la robotique médicale selon deux axes : la téléopération et la compensation de mouvements physiologiques. Initialement, ces thèmes ont intéressé des communautés scientifiques différentes. Ce n'est que récemment que l'idée de rassembler ces deux aspects a été proposée afin de pouvoir envisager la réalisation de gestes chirurgicaux plus complexes. Toutefois, la majorité des travaux à ce jour ne s'étaient pas intéressés au problème de l'interaction avec l'environnement, qui est l'élément essentiel de ce travail de thèse. Dans une seconde partie, nous nous sommes concentrés sur les spécificités de ce problème. *La première contribution est la proposition et la justification du choix d'un schéma de téléopération adapté au rejet d'une perturbation périodique.* La structure de téléopération choisie est issue d'une des quatre familles possibles pour les systèmes de téléopération à deux canaux de communication. Une adaptation a été nécessaire afin de pouvoir bénéficier de la mesure de la perturbation. Elle consiste à estimer la position virtuelle du robot esclave à partir de sa mesure d'effort. Le schéma proposé est le seul parmi les quatre possibles à permettre un fonctionnement sans l'ajout d'un filtre supplémentaire destiné à retirer des différentes mesures le mouvement du robot esclave inhérent à la compensation du mouvement.

Dans un **second chapitre** nous nous sommes intéressés exclusivement à la partie esclave du schéma de téléopération proposé au chapitre précédent et à sa capacité à compenser une perturbation périodique. L'hypothèse d'une perturbation périodique vient du fait que le patient est placé sous respirateur. La perturbation utilisée est extraite de mesures in vivo effectuées sur le mouvement d'un foie porcin. *La seconde contribution apportée dans ce chapitre est une évaluation de différents correcteurs destinés au suivi de consigne et à la compensation de la perturbation.* Premièrement, il y est démontré que dans le cas d'un robot réversible au contact d'un environnement mou, l'utilisation d'une technique classique de correction par placement de pôles n'était pas assez efficace. Deux familles de correcteurs ont été choisies par la suite. La première famille appartient à la commande prédictive et est celle des correcteurs de type GPC. Une extension de ce correcteur, dénommée R-GPC, incluant l'ajout d'une composante répétitive y est également étudiée. L'autre famille de cor-

recteurs est celle de la commande par modèle interne ou IMC. Elle a principalement été introduite afin de pouvoir bénéficier d'éléments de comparaison. Son principal avantage est sa simplicité de mise en œuvre par rapport à la commande prédictive. Une modification de l'IMC standard, dénommée M-IMC, est également considérée. Elle vise à augmenter les performances de l'IMC dans le contexte de la compensation des mouvements. La comparaison de ces correcteurs est effectuée en simulation pour différentes fréquences fondamentales de perturbation. En effet, l'objectif de cette étude, au-delà du cadre de la respiration humaine dont la fréquence fondamentale est relativement basse ($0,25\,\mathrm{Hz}$), est d'étudier pour un mécanisme donné la capacité des différents correcteurs. Afin de les mettre en défaut, la fréquence fondamentale de la perturbation a été augmentée jusqu'à $4\,\mathrm{Hz}$. La robustesse des différents correcteurs a également été comparée. Les résultats montrent que le R-GPC offre les meilleures performances en terme de rejet. L'IMC, dans les basses fréquences a des résultats très bons, voire meilleurs que le GPC ou le R-GPC. Au niveau de la robustesse, les comportements sont différents. Le R-GPC se comportera mieux dans le cas où la raideur de l'environnement est sous-estimée, alors que le M-IMC se comportera mieux si la raideur de l'environnement est surestimée.

Le **troisième chapitre** est consacré à l'évaluation expérimentale d'un geste téléopéré au contact d'un environnement soumis à une perturbation périodique. La première partie décrit la conception des interfaces maîtres et esclaves à un degré de liberté permettant de réaliser une telle expérimentation. *Une contribution de ce chapitre et de l'annexe est notamment l'étude des mécanismes utilisant les liaisons pivots afin de réaliser la transformation du mouvement pour obtenir des interfaces au mouvement rectiligne.* Cette astuce permet d'obtenir de très bonnes performances en termes de transparence et de frottements, notamment pour des efforts relativement faibles (inférieurs à $3\,\mathrm{N}$). Dans un deuxième temps, une comparaison des performances des correcteurs simulés au chapitre précédent est effectuée. La même tendance qu'en simulation y est constatée. Néanmoins, à basse fréquence l'IMC donne de meilleurs résultats que le GPC ou le R-GPC, dont l'efficacité ne se révèle que pour les perturbations aux plus hautes fréquences. A plus haute fréquence, l'écart de performances entre le R-GPC et le M-IMC est moins important qu'en simulation. Ce phénomène montre que les correcteurs de la famille IMC sont moins sensibles au bruit que ceux de la famille GPC. Ainsi, l'utilisation d'un correcteur tel que le R-GPC n'est recommandée que s'il n'est pas possible d'obtenir les performances désirées avec un correcteur de la famille IMC (tel qu'une fréquence de perturbation élevée ou une bande passante du robot esclave trop faible).

Enfin, dans le **dernier chapitre**, la tâche de téléopération est considérée dans son ensemble. En effet, jusqu'à présent le dispositif de téléopération n'a été évalué qu'au contact de l'environnement. Or, dans un contexte médical, il est souhaitable que le praticien puisse venir de l'espace libre au contact en mode téléopéré. *La première contribution a été de proposer une méthode de basculement du correcteur lorsque le système passe de l'espace libre au contact.* Pour cela, l'exécution en pa-

rallèle des deux correcteurs a été choisie afin de les initialiser correctement et ainsi de pouvoir effectuer une transition douce et transparente pour l'utilisateur. Cependant, se pose alors le problème de la présence de perturbation répétitive affectant l'environnement. *Notre deuxième contribution a donc été de proposer une nouvelle méthode d'approche de l'environnement mobile.* Elle consiste à commencer à rejeter la perturbation alors que l'utilisateur est encore dans l'espace libre. Grâce à cette approche, le robot esclave est déjà synchronisé avec le déplacement de l'environnement et la transition au contact s'en trouve adoucie.

Au final, les résultats expérimentaux obtenus en termes de performances haptiques pour l'utilisateur sont très bons. Ils démontrent la faisabilité d'un geste téléopéré au contact d'un environnement soumis à une perturbation périodique. A notre connaissance, aucun résultat expérimental similaire concernant la compensation de mouvements en téléopération n'avait été présenté auparavant. Ce travail constitue donc une étape supplémentaire et nécessaire avant la réalisation de projets plus complexes en téléopération avec compensation de mouvement comme par exemple la chirurgie téléopérée à cœur battant, qui est sans doute l'un des objectifs les plus recherchés.

Cela étant, différents aspects pourraient être étudiés plus en détail. Premièrement la synthèse du M-IMC devrait pouvoir être améliorée. Notamment, on peut penser qu'elle bénéficierait d'une adaptation de ce principe récent dans le domaine discret. Deuxièmement, dans la transition entre l'espace libre et le contact, la sortie de l'environnement n'a pas été résolue. Un des problèmes constatés est lié à la divergence du correcteur de l'espace libre lorsque le robot esclave est au contact. Ce phénomène s'explique probablement par la présence d'un intégrateur dans le modèle qu'utilise le correcteur du modèle de l'espace libre. Enfin l'expérience pourrait être étendue en remplaçant la mesure supposée connue de la perturbation par une mesure à l'aide d'une caméra.

De plus, avant d'étendre ces résultats à un système à plusieurs degrés de liberté, il subsiste d'autres points nécessitant d'être explorés. A l'issu de ce travail, certaines perspectives se sont ouvertes, qu'il semble nécessaire d'explorer avant de pouvoir envisager une réelle application médicale.

La première piste est la nécessité de prise en compte d'un modèle de l'environnement variable et éventuellement complexe, si le but final de l'application est une tâche comme l'insertion d'aiguille. Dans un premier temps, la prise en compte d'une raideur variable serait déjà intéressante. Pour répondre à ce problème, le choix d'un correcteur adaptatif serait certainement approprié.

Il est aussi important de noter que la raideur de l'environnement influe à deux niveaux. Premièrement, dans le cas d'un système esclave réversible, le modèle du robot devra être mis à jour. Deuxièmement, l'estimation de la position virtuelle réalisée à partir de la mesure d'effort et de la connaissance de la raideur de l'environnement constitue également un champ de recherche ouvert. En effet, les algorithmes classiques nécessitent généralement des conditions d'excitations permanentes qu'il est

difficile de remplir dans le cadre de la téléopération.

Un autre problème concerne l'hypothèse de répétition de la perturbation qui est nécessaire pour l'utilisation d'un correcteur répétitif. Il s'agit de la première restriction pour ce type de correcteur. Qui plus est, l'utilisation combinée d'algorithmes répétitifs avec des correcteurs basés modèle, comme le R-GPC, pose le problème des répétitions indésirables en cas d'erreurs de modèle (dues par exemple à la mauvaise estimation de la raideur de l'environnement). A ce jour, avec les méthodes de prédiction et la commande par anticipation, ce sont les seules alternatives pour rejeter des perturbations rapides tout en utilisant des mécanismes sûrs.

Finalement, l'application de ces techniques sur des mécanismes sûrs (couple faible et bande passante réduite) et dédiés aux applications médicales (degrés de mobilité adaptés) semble plus rapidement réalisable que l'utilisation de robots de type industriel à 6 degrés de liberté qui sera trop risquée en chirurgie.

Annexe A

Mécanismes approximant une ligne droite

Nous présentons ici les solutions de mécanismes 4-barres les plus intéressantes permettant d'approximer un déplacement en ligne droite, tout en n'utilisant que des liaisons pivots.

A.1 Les solutions possibles

Un mécanisme 4-barres peut être représenté sans perte de généralité de la manière présentée à la figure A.1. Chaque barre est positionnée en accord avec les

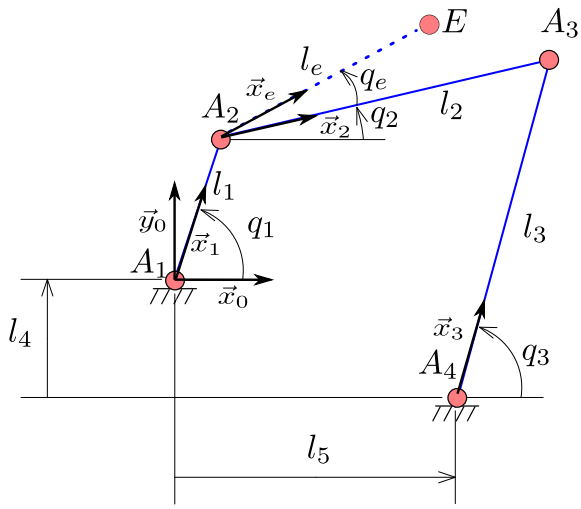


FIGURE A.1 – Un mécanisme 4-barres général [Piccin 11].

conventions de la figure. Le repère de référence $R_0 = (A_1, \overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{y_0})$ est centré sur la liaison actionnée. En définissant, $q_i = (\overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{x_i})$, l'angle q_1 est donc le paramètre d'en-

trée. L'organe terminal, attaché au segment A_2A_3, est défini par les paramètres q_e et l_e. Sa position dans R_0 est donnée par le couple (x_e, y_e).

La modélisation des mécanismes 4-barres est un problème classique en mécanique. Nous en rappelons brièvement les principes fondamentaux [Piccin 11]. L'équation de fermeture du système 4-barres s'écrit : $\overrightarrow{A_1A_2} + \overrightarrow{A_2A_3} + \overrightarrow{A_3A_4} = \overrightarrow{A_1A_4}$.

En projetant orthogonalement dans R_0 cette équation, le système suivant est obtenu :

$$l_1 \ \cos q_1 + l_2 \ \cos q_2 - l_3 \ \cos q_3 = l_5 \tag{A.1}$$

$$l_1 \ \sin q_1 + l_2 \ \sin q_2 - l_3 \ \sin q_3 = l_4 \tag{A.2}$$

La résolution du système donne :

$$q_2 = 2 \ \arctan \frac{B \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{A + C} \tag{A.3}$$

où :

$$A = 2 \ l_2 \ (l_1 \ \cos q_1 - l_5) \tag{A.4}$$

$$B = 2 \ l_2 \ (l_1 \ \sin q_1 - l_4) \tag{A.5}$$

$$C = {l_3}^2 - {l_1}^2 - {l_2}^2 - {l_4}^2 - {l_5}^2 + 2 \ l_1 \ (l_5 \ \cos q_1 + l_4 \ \sin q_1) \tag{A.6}$$

et :

$$\cos q_3 = \frac{l_1 \ \cos q_1 + l_2 \ \cos q_2 - l_5}{l_3} \tag{A.7}$$

$$\sin q_3 = \frac{l_1 \ \sin q_1 + l_2 \ \sin q_2 - l_4}{l_3} \tag{A.8}$$

Le modèle géométrique direct peut être obtenu :

$$x_e = l_1 \ \cos q_1 + l_e \ \cos(q_2 + q_e) \tag{A.9}$$

$$y_e = l_1 \ \sin q_1 + l_e \ \sin(q_2 + q_e) \tag{A.10}$$

Les expressions de $\dot{q}_2$ et $\dot{q}_3$ en fonction de $\dot{q}_1$ peuvent être calculées en différenciant les équations (A.1) et (A.2) :

$$\dot{q}_2 = \frac{l_1 \ \sin(q_3 - q_1)}{l_2 \ \sin(q_2 - q_3)} \dot{q}_1, \quad \dot{q}_3 = \frac{l_1 \ \sin(q_2 - q_1)}{l_3 \ \sin(q_2 - q_3)} \dot{q}_1 \tag{A.11}$$

En différenciant (A.9) et (A.10), le modèle cinématique direct peut être calculé. Finalement, en remplaçant $\dot{q}_2$ issu de l'équation (A.11), le modèle cinématique direct peut être réarrangé et s'écrit comme :

$$\dot{p} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin q_1 - l_e \sin(q_2 + q_e) \frac{l_1 \sin(q_3 - q_1)}{l_2 \sin(q_2 - q_3)} \\ l_1 \cos q_1 + l_e \cos(q_2 + q_e) \frac{l_1 \sin(q_3 - q_1)}{l_2 \sin(q_2 - q_3)} \end{bmatrix} \dot{q}_1 = J \dot{q}_1 \tag{A.12}$$

où $p = (x_e\ y_e)^T$ et J désignent respectivement le vecteur des coordonnées opérationnelles et la matrice Jacobienne de dimension (2×1) du mécanisme. Les singularités sont évitées en limitant l'espace de travail avec des butées.

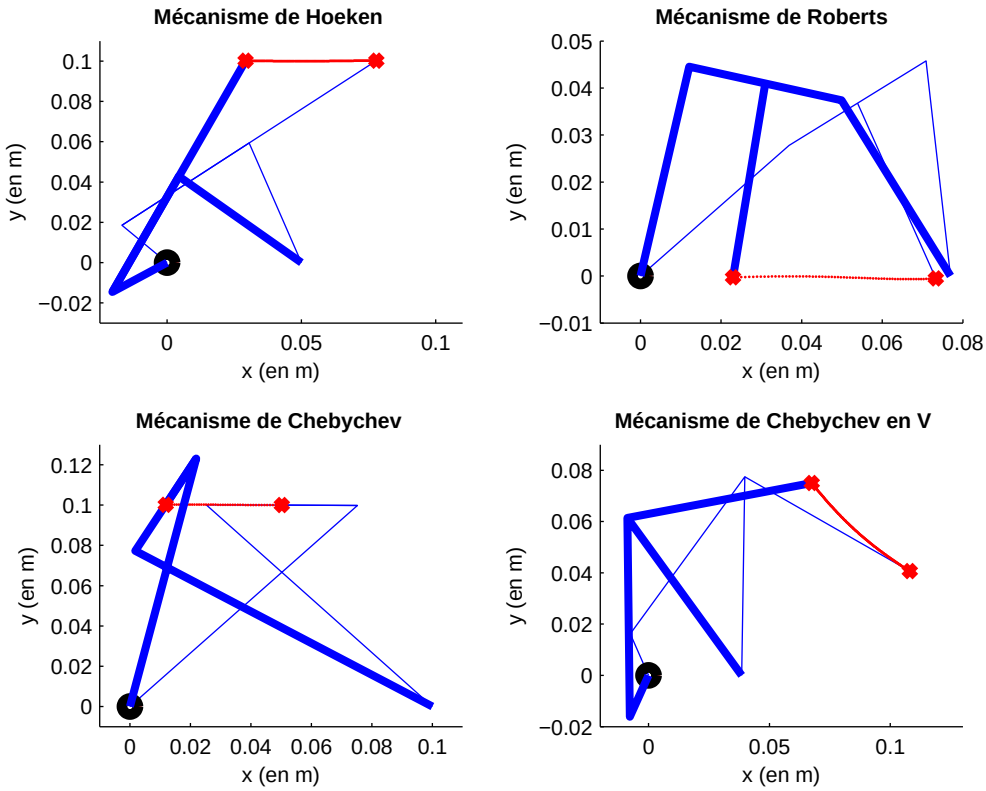
En fonction des paramètres dimensionnels du système, une partie du mouvement de l'organe terminal peut être rendue presque linéaire. Plusieurs mécanismes peuvent ainsi être utilisés pour réaliser une interface haptique à 1 DDL dotée d'un mouvement rectiligne. Les mécanismes les plus compacts ont été étudiés plus spécialement. Il s'agit des mécanismes de Hoeken, de Roberts et des deux mécanismes de Chebychev. Le premier mécanisme de Chebychev a ses jambes croisées alors que le mécanisme dit « en V » est similaire au mécanisme de Hoeken mais utilise une autre géométrie et un autre espace de travail [Artobolevski 76]. Les simulations ont été réalisées avec des dimensions choisies afin d'obtenir une amplitude de mouvement d'environ 50 mm. L'amplitude angulaire Δq_1 correspond à ce débattement. Pour tous les mécanismes simulés, $l_4 = 0$. Sur la figure, les configurations initiale et finale sont représentées, ainsi que la trajectoire de l'organe terminal (remarque : unité = mètre dans les figures).

A.2 Performances des mécanismes en ligne droite

Pour les applications haptiques visées, le but est de translater l'organe terminal en une ligne droite tout en ayant très peu de frottements. L'usage de liaisons pivots y contribue grandement. Ceci étant la qualité de la trajectoire opérationnelle doit être aussi bonne que possible. En particulier, les mouvements latéraux ne doivent pas être perceptibles. Un autre critère mécanique important est la capacité à réaliser un mécanisme compact sans réducteur. De ce fait, le rapport couple d'entrée/force de sortie et les dimensions du mécanisme ont été particulièrement étudiés. Nous avons évalué les performances des systèmes évoqués avec des dimensions choisies pour permettre une translation de 50 mm. Pour chaque mécanisme, les caractéristiques principales ont été évaluées et sont données dans les tableaux A.1 et A.2. Les deux meilleures valeurs pour chaque mesure sont soulignées.

Le tableau A.1 décrit l'efficacité des mécanismes par rapport à leur taille. Dans la première colonne, $< \tau_m >$ donne le couple moyen nécessaire pour fournir une force de 5 N au niveau de l'organe terminal. Ensuite, la variation maximale de couple $\Delta\tau_{max}$ sur l'espace de travail est calculée et normalisée (deuxième colonne). Finalement, dans la troisième colonne les dimensions du système sont données.

Le tableau A.2 donne les caractéristiques du mouvement de l'organe terminal. On définit par x et y les coordonnées de l'organe terminal dans un repère placé à l'origine de son mouvement, et orienté vers le point final du mouvement (voir figure dans le tableau A.2). Ainsi $(\Delta y)_{max}$ représente la déviation maximale de l'organe terminal de la ligne droite idéale ($y = 0$) et $(\frac{\Delta y}{\Delta x})_{max}$ indique localement la dérivation qui pourrait être ressentie par l'utilisateur. Enfin, la linéarité de la relation entre l'angle d'entrée q_1 et la position de sortie x est quantifiée par un index appelé linéarité,



Mécanisme	l_1/l_2	l_2	l_3/l_2	l_4/l_2	l_5/l_2
Hoeken	$0,4$	$62,5$	1	0	$0,8$
Roberts	$1,2$	$38,46$	$1,2$	0	2
Chebychev	$2,5$	50	$2,5$	0	2
Chebychev V	$0,23$	$77,5$	1	0	$0,5$

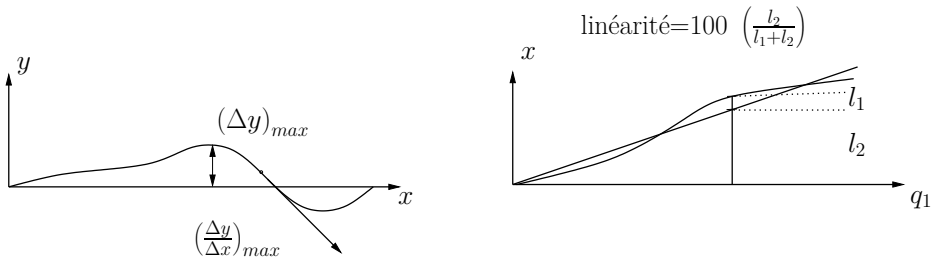
Mécanisme	q_e	l_e/l_2	q_{1min}	q_{1max}	Δq_1
Hoeken	0	2	132	216	84
Roberts	$-65,7$	$1,2$	37	75	38
Chebychev	0	$0,5$	53	80	27
Chebychev V	$-40,3$	$1,52$	115	245	130

FIGURE A.2 – Les quatre mécanismes (angles en degrés, longueurs en mm).

défini à la figure du tableau A.2. Les valeurs mentionnées correspondent au pire cas. Comme le modèle du système est parfaitement connu, un faible manque de linéarité de $x(q_1)$ n'est pas critique quoi qu'il en soit.

Mécanisme	$< \tau_m >$	$\frac{\Delta\tau_{max}}{<\tau_m>}$	Dimensions
Hoeken	$\underline{164}$ mN · m	$\underline{0,012}$	115×120 mm
Roberts	397 mN · m	$0,271$	$\underline{80 \times 45}$ mm
Chebychev	417 mN · m	$0,190$	$\underline{105 \times 125}$ mm
Chebychev V	$\underline{116}$ mN · m	$\underline{0,015}$	135×105 mm

Table A.1 – Dimensions et couples des différents mécanismes.



Mécanisme	$(\Delta y)_{max}$	$\left(\frac{\Delta y}{\Delta x}\right)_{max}$	Linéarité $x(q_1)$
Hoeken	$\underline{0,2}$ mm	$\underline{0,014}$	$\underline{99,0\%}$
Roberts	$0,3$ mm	$0,050$	$81,9\%$
Chebychev	$\underline{0,1}$ mm	$\underline{0,015}$	$87,5\%$
Chebychev V	$2,4$ mm	$0,169$	$\underline{99,1\%}$

Table A.2 – Caractéristiques géométriques.

A.3 Sélection du mécanisme

Les deux mécanismes les plus intéressants sont le mécanisme de Hoeken et le mécanisme de Chebychev V, principalement parce qu'ils représentent un bon compromis entre espace de travail et force restituable au niveau de l'organe terminal. Pour la même amplitude de translation, le mécanisme de Roberts est plus compact. Cependant, le fait d'augmenter ses dimensions jusqu'à celles du mécanisme de

Hoeken ne suffit pas à obtenir une force équivalente au niveau de l'organe terminal. L'inconvénient principal du mécanisme Chebychev V est la faible linéarité de sa trajectoire dont la courbure pourrait être perceptible lors de la manipulation du dispositif. De ce fait, nous avons choisi le mécanisme de Hoeken pour construire un prototype. Ses caractéristiques, résumées dans les tableaux précédents, sont illustrées plus en détail à la figure A.3.

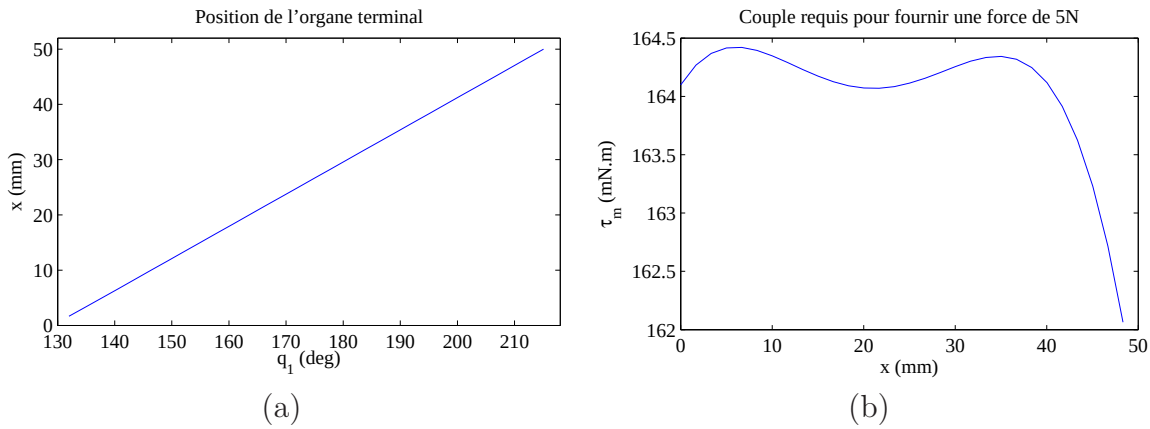


FIGURE A.3 – Caractéristiques du prototype de mécanisme de Hoeken : (a) caractéristique entrée/sortie ; (b) couple requis pour restituer une force de 5 N (zoom).

Les variations du couple nécessaires pour obtenir une force constante de 5 N au niveau de l'organe terminal sont très limitées (moins de 2 mN · m, pour une valeur moyenne de 164 mN · m). Cela confirme que l'actionneur sera utilisé de manière optimale sur l'ensemble de l'espace de travail. On peut également remarquer la très bonne linéarité de la relation entre la position et l'angle d'entrée.

A.4 Modélisation et identification du système

A.4.1 Modélisation

L'énergie cinétique T du mécanisme est :

$$T = \frac{1}{2} D \dot{q}_1^2 \tag{A.13}$$

avec D le moment d'inertie du système ramené sur l'arbre du moteur. Après calcul [Piccin 11], il peut être établi que :

$$D = H_{11} + 2H_{12} \cos(q_1 - q_2)\, \alpha_1 + H_{22}\alpha_1^2 + H_{33}\alpha_2 \tag{A.14}$$

avec :

$$\alpha_1 = \frac{l_1 \sin(q_3 - q_1)}{l_2 \sin(q_2 - q_3)}, \ \alpha_2 = \left(\frac{l_1 \sin(q_2 - q_1)}{l_3 \sin(q_2 - q_3)}\right)^2 \tag{A.15}$$

et :

$$H_{11} = m_1 {l_{G1}}^2 + m_2 {l_1}^2 + J_m + J_1 \tag{A.16}$$

$$H_{22} = m_2 {l_{G2}}^2 + J_2 \tag{A.17}$$

$$H_{33} = m_3 {l_{G3}}^2 + J_3 \tag{A.18}$$

$$H_{12} = m_2 l_1 l_{G2} \tag{A.19}$$

où m_i, l_{Gi} et J_i définissent respectivement la masse, la position du centre de masse et le moment d'inertie du $i^{\text{ème}}$ lien. J_m est le moment d'inertie du moteur.

Pour le mécanisme de Hoeken, la translation est selon la direction $-\overrightarrow{x_0}$ quand q_1 tourne dans le sens trigonométrique. D'après les équations (A.12) et (A.13) :

$$T = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \dot{x_e} \\ \dot{y_e} \end{pmatrix}^T \mathcal{M} \begin{pmatrix} \dot{x_e} \\ \dot{y_e} \end{pmatrix} \tag{A.20}$$

avec :

$$\mathcal{M} = {J^+}^T D J^+ = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{12} & M_{22} \end{pmatrix} \tag{A.21}$$

la matrice de masse du système exprimée dans l'espace opérationnel. L'évolution des coefficients de $\mathcal{M}$ est représentée à la figure A.4, en utilisant les paramètres obtenus par le logiciel de CAO Pro Engineer utilisé pour concevoir le système (valeurs en kg.m^2) : $H_{11} = 2,97\ 10^{-5}$, $H_{22} = 1,17\ 10^{-4}$, $H_{33} = 7,09\ 10^{-5}$ et $H_{12} = 3,22\ 10^{-5}$.

Evolution des coefficients de la matrice de masse

Comme attendu, le coefficient M_{11} est prépondérant le long de l'axe de translation où il varie entre $42,8$ g et $27,5$ g. $M_{12} = M_{21}$ varient entre $0,5$ g et $-0,4$ g et M_{22} est très petit, de sorte que les effets dynamiques dans la direction transverse peuvent être négligés.

Suite à cette observation, nous pouvons simplifier l'écriture du modèle dynamique dans l'espace opérationnel en considérant seulement la projection selon l'axe de translation :

$$f_m^x = M_{11} \ddot{x}_e + f_v \dot{x}_e + f_s \text{ sign } \dot{x}_e + c_x \tag{A.22}$$

où f_m^x est la force appliquée par le moteur le long de l'axe $\vec{x}_0$, f_v est le coefficient de frottement visqueux, f_s le coefficient de frottement sec et c_x un biais. Tous ces paramètres sont intéressants d'un point de vue de l'analyse haptique et doivent être identifiés en utilisant une méthode adéquate.

Comme le système est commandé en couple, une identification en boucle ouverte ne peut pas être implémentée facilement. De ce fait, une identification en

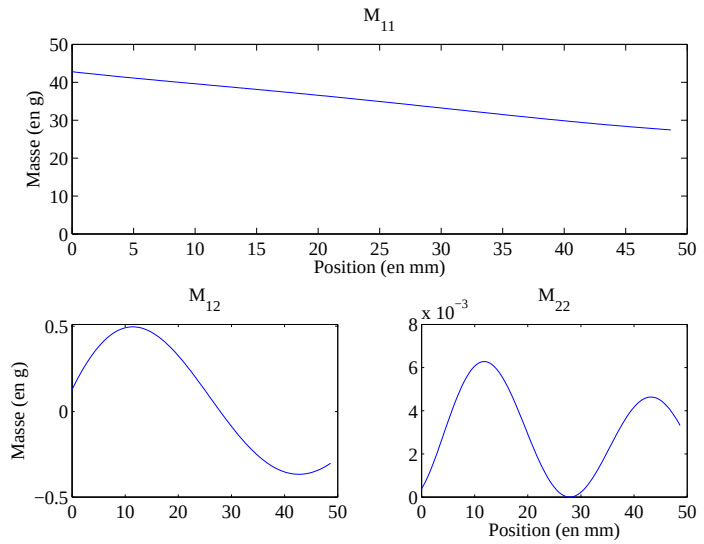


FIGURE A.4 – Evolution des coefficients de la matrice de masse dans l'espace de travail.

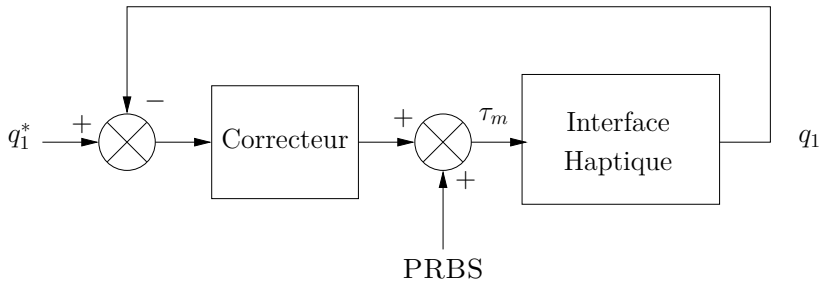


FIGURE A.5 – Schéma d'identification en boucle fermée.

boucle fermée a été réalisée conformément au schéma présenté à la figure A.5. Une boucle de position articulaire permet de déplacer le système, généralement avec des mouvements sinusoïdaux. Afin d'ajouter une excitation permanente, une séquence pseudo-aléatoire (PRBS) a été superposée au signal de commande. Comme les vitesses et accélérations articulaires sont dérivées de la position articulaire, un filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 6 est utilisé afin de filtrer ce bruit.

Deux jeux de données avec différentes valeurs en entrée ont été réalisés. Le premier jeu de données est utilisé pour identifier les paramètres, alors que le second est utilisé pour vérifier la précision de l'identification. Le résultat de cette procédure est illustré sur la courbe de la figure A.6 représentant la force appliquée et la force estimée. Les paramètres identifiés sont $M_{11} = 44$ g, $f_v = 1,2\ 10^{-1}\mathrm{N} \cdot \mathrm{s} \cdot \mathrm{m}^{-1}$, $f_s = 7,4\ 10^{-2}$ N et $c_x = -1,8\ 10^{-2}$ N. La masse apparente est légèrement plus

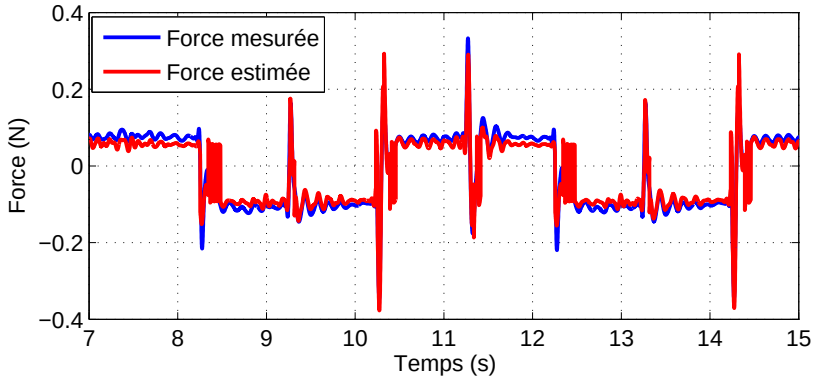


FIGURE A.6 – Validation de l'identification du modèle dynamique.

grande que celle déterminée avec le modèle CAO.

Amélioration de l'estimation des frottements secs

Les frottements secs peuvent être identifiés séparément afin d'affiner les résultats précédents. Pour cela, une trajectoire sinusoïdale a été générée alors que le système est commandé en position avec un simple gain proportionnel et un retour tachymétrique. Les données sont filtrées avec un filtre de Butterworth d'ordre 6 ayant une fréquence de coupure à 3 Hz afin de garder seulement les informations sur les mouvements très lents. Enfin, une méthode de filtrage de type aller-retour est utilisée afin de n'introduire aucun déphasage (méthode filtfilt de Matlab).

A la figure A.7, la ligne pleine représente la force de frottement sec pendant le mouvement sinusoïdal autour du milieu de l'espace de travail. Nous pouvons voir que le frottement sec est faible par rapport à la force maximale restituable par le mécanisme. Comme le mouvement est lent, le terme d'inertie peut être négligé. La figure A.8, réalisée à partir des jeux de données acquis, a été utilisée pour déterminer les paramètres affines du modèle de frottement sec suivant :

$$f_s \;=\; 8,3\ 10^{-2}\ \mathrm{N} \quad \text{et} \quad c_x \;=\; -1,45\ 10^{-2}\ \mathrm{N}.$$

Evaluation de la raideur restituable par l'interface

[Colgate 97] propose une approche passive permettant de prouver la stabilité globale de l'interface. Il expérimente un « mur virtuel » à 1 DDL pour valider sa méthode. Mais l'hypothèse est trop conservatrice et [Diolaiti 06] montre que la stabilité locale du système est encore garantie quand :

$$2f_v \leq K \leq \frac{2(f_s + f_v \dot{x}_{max})}{\Delta + \dot{x}_{max} T_e} \tag{A.23}$$

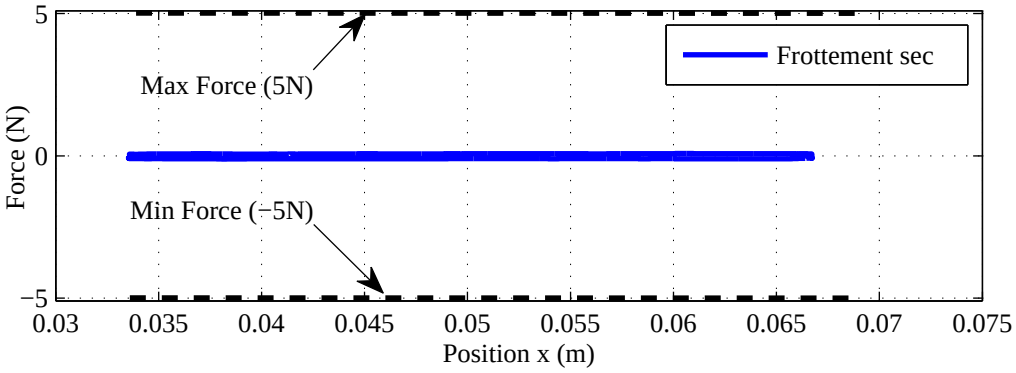


FIGURE A.7 – Evolution de la force résultant des frottements secs.

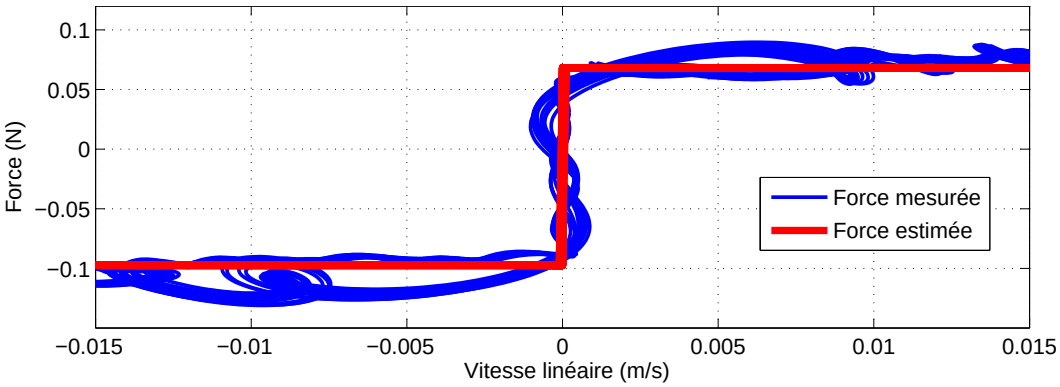


FIGURE A.8 – Identification des frottements secs.

où K est la raideur que l'on désire restituée, T_e la période d'échantillonnage, Δ la translation correspondant à la résolution de l'encodeur et $\dot{x}_{max}$ la vitesse maximum de l'interface avant l'instabilité. En appliquant ces formules à notre système, la capacité de raideur théorique obtenue est de 2500 N/m avec $T_e = 0,33$ ms, $\Delta = 5,46\ 10^{-5}$ m et $\dot{x}_{max} = 0,04\,\mathrm{m.s}^{-1}$. Les résultants expérimentaux sont sensiblement meilleurs et l'interface est capable de restituer une raideur d'environ 15000 $\mathrm{N.m}^{-1}$ avant que l'instabilité ne survienne. Cela peut sans doute être expliqué par les hypothèses conservatives de l'équation A.23.

Bibliographie

[Adams 99] R. J. Adams et B. Hannaford. *Stable haptic interaction with virtual environments.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 15, no. 3, pages 465–474, 1999.

[Ang 06] W.T. Ang, M. Krichane et T. Sim. *Zero Phase Filtering for Active Compensation of Periodic Physiological Motion.* In IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pages 182–187, février 2006.

[Anvari 04] M. Anvari. *Robot-assisted remote telepresence surgery.* Surgical Innovation, vol. 11, no. 2, page 123, 2004.

[Arata 06] J. Arata, H. Takahashi, P. Pitakwatchara, S. Warisawa, K. Konishi, K. Tanoue, S. Ieiri, S. Shimizu, N. Nakashima, K. Okamura *et al. A remote surgery experiment between japan-korea using the minimally invasive surgical system.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 257–262, Orlando (Etats-Unis), mai 2006.

[Artobolevski 76] I. Artobolevski. Mechanisms in modern engineering design. Mir Publisher, 1976.

[Bachta 08] W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud et J. Gangloff. *Active Cardiac Stabilization using H infinity Control Methodology.* In 17th IFAC World Congress, Séoul (Corée du Sud), 2008.

[Barbé 07a] L. Barbé. *Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions percutanées.* Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, juin 2007.

[Barbé 07b] L. Barbé, B. Bayle, M. De Mathelin et A. Gangi. *Needle insertions modeling : identifiability and limitations.* Biomedical signal processing and control, vol. 2, no. 3, pages 191–198, 2007.

[Barbé 07c] L. Barbé, B. Bayle, J. Gangloff, M. de Mathelin et O. Piccin. *Design and Evaluation of a Linear Haptic Device.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 485–490, Rome (Italie), avril 2007.

[Bebek 06] O. Bebek et M.C. Cavusoglu. *Predictive control algorithms using biological signals for active relative motion canceling in robotic assisted heart surgery.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 237–244, Orlando (Etats-Unis), mai 2006.

[Bebek 07] O. Bebek et M. C. Cavusoglu. *Intelligent Control Algorithms for Robotic-Assisted Beating Heart Surgery.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 23, no. 3, pages 468–480, juin 2007.

[Bethea 04] B.T. Bethea, A.M. Okamura, M. Kitagawa, T.P. Fitton, S.M. Cattaneo, V.L. Gott, W.A. Baumgartner et D.D. Yuh. *Application of haptic feedback to robotic surgery.* Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques, vol. 14, no. 3, pages 191–195, 2004.

[Bodson 97] M. Bodson et S. C. Douglas. *Adaptive algorithms for the rejection of sinusoidal disturbances with unknown frequency.* Automatica, vol. 33, no. 12, pages 2213 – 2221, 1997.

[Boldea 99] I. Boldea et S.A. Nasar. *Linear electric actuators and generators.* IEEE Transactions on Energy Conversion, vol. 14, no. 3, pages 712–717, 1999.

[Bristow 06] D.A. Bristow, M. Tharayil et A.G. Alleyne. *A survey of iterative learning control.* IEEE Control Systems Magazine, vol. 26, no. 3, pages 96–114, 2006.

[Cagneau 07] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot et G. Morel. *Physiological Motion Compensation in Robotized Surgery using Force Feedback Control.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1881–1886, Rome (Italie), mai 2007.

[Camacho 04] E. F. Camacho et C. Bordons. Model predictive control. Springer, 2004.

[Carpentier 99] A. Carpentier, D. Loulmet, B. Aupecle, A. Berrebi et J. Relland. *Computer-assisted cardiac surgery.* The Lancet, vol. 353, no. 9150, pages 379–380, 1999.

[Cavusoglu 99] M.C. Cavusoglu, F. Tendick, M. Cohn et S.S. Sastry. *A laparoscopic telesurgical workstation.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 15, no. 4, pages 728–739, 1999.

[Charles 89] S. Charles, R.E. Williams et B. Hamel. *Design of a surgeon-machine interface for teleoperated microsurgery.* In Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 883–884. IEEE, novembre 1989.

[Colgate 97] J.E. Colgate et G.G. Schenkel. *Passivity of a class of sampled-data systems : Application to haptic interfaces.* Journal of robotic systems, vol. 14, no. 1, pages 37–47, 1997.

[Cortesao 09] R. Cortesao et P. Poignet. *Motion compensation for robotic-assisted surgery with force feedback.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3464 –3469, Kobé (Japon), mai 2009.

[Crosfill 61] M. L. Crosfill et J. G. Widdicombe. *Physical characteristics of the chest and lungs and the work of breathing in different mammalian species.* The Journal of physiology, vol. 158, no. 1, page 1, 1961.

[Cuvillon 06] L. Cuvillon. *Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités.* Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg (France), 2006. .

[De Mathelin 06] M. De Mathelin, F. Nageotte, S. Nicolau, J. Gangloff et B. Bayle. *Cours Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur*, 2006. http://newlsiit.u-strasbg.fr/avr_fr/images/2/22/GMCAO-intro.pdf.

[De Vlugt 04] E. De Vlugt. *Identification of Spinal Reflexes.* Thèse de doctorat, Technical University of Delft, Pays-Bas, 2004.

[Diolaiti 06] N. Diolaiti, G. Niemeyer, F. Barbagli et J.K. Salisbury. *Stability of Haptic Rendering : Discretization, Quantization, Time Delay, and Coulomb Effects.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 22, no. 2, pages 256 –268, 2006.

[Dombre 03] E. Dombre, G. Duchemin, P. Poignet et F. Pierrot. *Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 876–884, 2003.

[Dominici 08] M. Dominici, P. Poignet et E. Dombre. *Compensation of physiological motion using linear predictive force control.* In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 1173–1178, Nice (France), septembre 2008.

[Dominici 09] M. Dominici, P. Poignet, R. Cortesao, E. Dombre et O. Tempier. *Compensation for 3D physiological motion in robotic-assisted surgery using a predictive force controller. Experimental results.* In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 2634 –2639, Saint-Louis (Etats-Unis), oct. 2009.

[Dominici 11] M. Dominici, R. Cortesao et C. Sousa. *Heart motion compensation for robotic-assisted surgery predictive approach vs. active observer.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 6252 –6257, Shanghai (Chine), mai 2011.

[Duindam 07] V. Duindam et S. Sastry. *Geometric motion estimation and control for robotic-assisted beating-heart surgery.* In IEEE/RSJ

International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 871 –876, San Diego (Etats-Unis), novembre 2007.

[Ehman 84] R.L. Ehman, M.T. McNamara, M. Pallack, H. Hricak et C.B. Higgins. *Magnetic resonance imaging with respiratory gating : techniques and advantages*. American journal of roentgenology, vol. 143, no. 6, page 1175, 1984.

[Etel 08] Etel. *Etel – Linear Motors*, 2008. http://www.etel.ch/linear_motors.

[Falk 02] V. Falk. *Manual control and tracking–a human factor analysis relevant for beating heart surgery*. The Annals of thoracic surgery, vol. 74, no. 2, pages 624–628, 2002.

[Franke 07] T. J. Franke, O. Bebek et M. C. Cavusoglu. *Improved prediction of heart motion using an adaptive filter for robot assisted beating heart surgery*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 509–515, San Diego (Etats-Unis), novembre 2007.

[Franke 08] T. J. Franke, O. Bebek et M. C. Cavusoglu. *Prediction of heartbeat motion with a generalized adaptive filter*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2916–2921, Pasadena (Etats-Unis), mai 2008.

[Gangloff 06] J. Gangloff, R. Ginhoux, M. de Mathelin, L. Soler et J. Marescaux. *Model predictive control for compensation of cyclic organ motions in teleoperated laparoscopic surgery*. IEEE Transactions on Control Systems Technology, vol. 14, no. 2, pages 235–246, mars 2006.

[Ginhoux 03] R. Ginhoux. *Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg (France), décembre 2003.

[Ginhoux 05] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M.M.A. Sanchez et J. Marescaux. *Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 21, no. 1, pages 67–79, février 2005.

[Green 95] P.S. Green, J.W. Hill, J.F. Jensen et A. Shah. *Telepresence surgery*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 14, no. 3, pages 324 –329, mai 1995.

[Guthart 00] G. S. Guthart et Jr. Salisbury J. K. *The IntuitiveMtelesurgery system : overview and application*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 1, pages 618–621, San Francisco (Etats-Unis), avril 2000.

[Hanly 04] E.J. Hanly et M.A. Talamini. *Robotic abdominal surgery.* The American journal of surgery, vol. 188, pages 19–26, 2004.

[Hashtrudi-Zaad 00] K. Hashtrudi-Zaad. *Design, Implementation and Evaluation of Stable Bilateral Teleoperation Control Architectures for Enhanced Telepresence.* Thèse de doctorat, The University of British Columbia, 2000.

[Hayward 96] V. Hayward et O.R. Astley. *Performance Measures For Haptic Interfaces.* In International Symposium in Robotics Research, pages 195–207. Springer Verlag, 1996.

[Jacobs 03] S. Jacobs, D. Holzhey, B.B. Kiaii, J.F. Onnasch, T. Walther, F.W. Mohr et V. Falk. *Limitations for manual and telemanipulator-assisted motion tracking–implications for endoscopic beating-heart surgery.* The Annals of thoracic surgery, vol. 76, no. 6, pages 2029–2035, 2003.

[Joinié-Maurin 10] M. Joinié-Maurin, L. Barbé, O. Piccin, J. Gangloff et B. Bayle. *Design of a Linear Haptic Display Based on Approximate Straight Line Mechanisms.* In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 5048 –5053, Taipei (Taïwan), 2010.

[Kitagawa 02] M. Kitagawa, A. Okamura, B. Bethea, V. Gott et W. Baumgartner. *Analysis of suture manipulation forces for teleoperation with force feedback.* In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pages 155–162, Tokyo (Japon), 2002. Springer.

[Krupa 03] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. F. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler et J. Marescaux. *Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 842–853, octobre 2003.

[Kubo 96] H.D. Kubo et B.C. Hill. *Respiration gated radiotherapy treatment : a technical study.* Physics in medicine and biology, vol. 41, page 83, 1996.

[Langen 01] K.M Langen et D.T.L Jones. *Organ motion and its management.* International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, vol. 50, no. 1, pages 265 – 278, 2001.

[Lawrence 93] D. A. Lawrence. *Stability and transparency in bilateral teleoperation.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 9, no. 5, pages 624–637, octobre 1993.

[Lu 10] Y. S. Lu. *Internal Model Control of Lightly Damped Systems Subject to Periodic Exogenous Signals.* IEEE Transactions on Control Systems Technology, vol. 18, no. 3, pages 699–704, 2010.

[Madhani 98] A.J. Madhani, G. Niemeyer et J.K. Salisbury Jr. *The black falcon : a teleoperated surgical instrument for minimally invasive surgery.* In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, volume 2, pages 936–944, Victoria (Canada), 1998.

[Mahvash 08] M. Mahvash, J. Gwilliam, R. Agarwal, B. Vagvolgyi, L.M. Su, DD Yuh et AM Okamura. *Force-feedback surgical teleoperator : Controller design and palpation experiments.* In Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, pages 465–471. IEEE, 2008.

[Marescaux 01] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S.E. Butner et M.K. Smith. *Transatlantic robot-assisted telesurgery.* Nature, vol. 413, no. 6854, pages 379–380, 2001.

[Maurin 05] B. Maurin, C. Doignon, J. Gangloff, B. Bayle, M. De Mathelin, O. Piccin et A. Gangi. *CT-Bot : A stereotactic-guided robotic assistant for percutaneous procedures of the abdomen.* In SPIE Conference on Medical Imaging, volume 5744, pages 241–250, 2005.

[Mills 93] J.K. Mills et D.M. Lokhorst. *Stability and control of robotic manipulators during contact/noncontact task transition.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 9, no. 3, pages 335–345, 1993.

[Mitsuishi 07] M. Mitsuishi, N. Sugita et P. Pitakwatchara. *Force-feedback augmentation modes in the laparoscopic minimally invasive telesurgical system.* Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, vol. 12, no. 4, pages 447–454, 2007.

[Mittelstadt 96] B.D. Mittelstadt, P. Kazanzides, J. Zuhars, B. Williamson, P. Cain, F. Smith et W.L. Bargar. *The evolution of a surgical robot from prototype to human clinical use*, 1996.

[Mohr 01] F.W. Mohr, V. Falk, A. Diegeler, T. Walther, J.F. Gummert, J. Bucerius, S. Jacobs et R. Autschbach. *Computer-enhanced" robotic" cardiac surgery : experience in 148 patients.* The Journal of thoracic and cardiovascular surgery, vol. 121, no. 5, page 842, 2001.

[Nakamura 01] Y. Nakamura, K. Kishi et H. Kawakami. *Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2014–2019, Séoul (Corée du Sud), 2001.

[Ohara 89] K. Ohara, T. Okumura, M. Akisada, T. Inada, T. Mori, H. Yokota et M.J.B. Calaguas. *Irradiation synchronized with respira-*

tion gate. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, vol. 17, no. 4, pages 853–857, 1989.

[Okamura 04a] A. M. Okamura. *Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery*. Industrial Robot : An International Journal, vol. 31, no. 6, pages 499–508, 2004.

[Okamura 04b] A.M. Okamura, C. Simone et M.D. O'Leary. *Force modeling for needle insertion into soft tissue*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 10, pages 1707–1716, 2004.

[Ortmaier 03] Ortmaier. *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Thèse de doctorat, Technische Universität München, 2003.

[Ott 09] L. Ott. *Compensation des mouvements physiologiques en endoscopie flexible. Application à la chirurgie transluminale.* Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2009.

[Padois 04] V. Padois, R. Chiron et J.-Y. Fourquet. *Controlling dynamic contact transition for nonholonomic mobile manipulators*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, volume 4, pages 3817 – 3822, oct. 2004.

[Parag 11] D. Parag, D. Michele, L. Joel et M. Jacques. *Minimally invasive single-site surgery for the digestive system : A technological review*. Journal of Minimal Access Surgery, vol. 7, 2011.

[Piccin 11] Olivier Piccin. Mécanique appliquée. Support de cours – INSA de Strasbourg, Février 2011.

[Pouchelle 09] M.-C. Pouchelle. *Corps et chirurgie à l'heure de la robotique : une approche anthropologique.* Maison Franco Japonaise, Mai 2009.

[Renishaw 11] Renishaw. *Neuromate System*, 2011. http://www.renishaw.com/en/neuromate-the-no-1-image-guided-neurosurgical-robot--10712.

[Richa 10a] R. Richa, A.P.L. Bó et P. Poignet. *Beating heart motion prediction for robust visual tracking*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4579 –4584, Anchorage (Etas-Unis), mai 2010.

[Richa 10b] R. Richa, P. Poignet *et al. Three-dimensional motion tracking for beating heart surgery using a thin-plate spline deformable model*. The International Journal of Robotics Research, vol. 29, no. 2-3, page 218, 2010.

[Rivera 99] D.E. Rivera. *Internal Model Control : A Comprehensive View*. Rapport technique, Arizona State University, 1999. http://www.eq.ufrj.br/links/h2cin/eqe709/AULA_6/RIVERA.pdf.

[Riviere 98] C.N. Riviere, R.S. Rader et N.V. Thakor. *Adaptive cancelling of physiological tremor for improved precision in microsurgery.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, no. 7, pages 839–846, 1998.

[Riviere 01] C. N. Riviere, A. Thakral, I. I. Iordachita, G. Mitroi et D. Stoianovici. *Predicting respiratory motion for active canceling during percutaneous needle insertion.* In International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, volume 4, pages 3477–3480, 2001.

[Rosen 99] J. Rosen, B. Hannaford, M.P. MacFarlane et M.N. Sinanan. *Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery-experimental performance evaluation.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, no. 10, pages 1212–1221, 1999.

[Satava 99] R.M. Satava. *Emerging technologies for surgery in the 21st century.* Archives of Surgery, vol. 134, no. 11, page 1197, 1999.

[Schweikard 00] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M.J. Murphy et J.R. Adler. *Robotic Motion Compensation for Respiratory Movement during Radiosurgery.* Computer Aided Surgery, vol. 5, pages 263–277, 2000.

[Sharp 04] G.C. Sharp, S.B. Jiang, S. Shimizu et H. Shirato. *Prediction of respiratory tumour motion for real-time image-guided radiotherapy.* Physics in medicine and biology, vol. 49, page 425, 2004.

[Shirato 00] H. Shirato, S. Shimizu, T. Kunieda, K. Kitamura, M. van Herk, K. Kagei, T. Nishioka, S. Hashimoto, K. Fujita, H. Aoyama *et al.* *Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy* 1.* International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, vol. 48, no. 4, pages 1187–1195, 2000.

[Stoianovici 97] D. Stoianovici, J. Cadeddu, R. Demaree, S. Basile, R. Taylor, L. Whitcomb, W. Sharpe et L. Kavoussi. *An efficient needle injection technique and radiological guidance method for percutaneous procedures.* In First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medial Robotics and Computer-Assisted Surgery, pages 295–298. Springer, 1997.

[Surgical 08] Intuitive Surgical. *The da Vinci Surgical System*, 2008. http://www.intuitivesurgical.com.

[Taylor 91] R.H. Taylor, H.A. Paul, P. Kazanzides, B.D. Mittelstadt, W. Hanson, J. Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman et W.L. Bargar. *Taming the bull : safety in a precise surgical robot.* In International Conference on Advanced Robotics, pages 865–870. IEEE, 1991.

[Taylor 94] R.H. Taylor, B.D. Mittelstadt, H.A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J.F. Zuhars, B. Williamson, B.L. Musits, E. Glassman et W.L. Bargar. *An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 10, no. 3, pages 261–275, 1994.

[Taylor 95] R. H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi et J. Anderson. *A telerobotic assistant for laparoscopic surgery.* IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 14, no. 3, pages 279–288, juin 1995.

[Thakral 01] A. Thakral, J. Wallace, D. Tomlin, N. Seth et N.V. Thakor. *Surgical Motion Adaptive Robotic Technology (SMART) : Taking the Motion out of Physiological Motion.* In International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pages 317–325, 2001.

[Trejos 99] A.L. Trejos, S.E. Salcudean, F. Sassani et S.. Lichtenstein. *On the Feasibility of a Moving Support for Surgery on the Beating Heart.* Lecture Notes In Computer Science, pages 1088–1097, 1999.

[Wagner 02] C.R. Wagner, R.D. Howe et N. Stylopoulos. *The role of force feedback in surgery : Analysis of blunt dissection.* In Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, page 73. Published by the IEEE Computer Society, 2002.

[Wagner 07] C.R. Wagner, N. Stylopoulos, P.G. Jackson et R.D. Howe. *The benefit of force feedback in surgery : Examination of blunt dissection.* Presence : teleoperators and virtual environments, vol. 16, no. 3, pages 252–262, 2007.

[Wang 09] Y. Wang, K.C. Chu et T.C. Tsao. *An analysis and synthesis of internal model principle type controllers.* In IEEE American Control Conference, pages 488–493, Saint-Louis (Etats-Unis), 2009.

[Weir 05] D. W. Weir, M. A. Peshkin, J. E. Colgate et P. Buttolo. *Design and Performance of a High Fidelity, Low Mass, Linear Haptic Display.* In IEEE Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pages 177–182, Pise (Italie), 2005.

[Yuen 08] S. G. Yuen, P. M. Novotny et R. D. Howe. *Quasiperiodic predictive filtering for robot-assisted beating heart surgery.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3875–3880, mai 2008.

[Yuen 09] S.G. Yuen, D.T. Kettler, P.M. Novotny, R.D. Plowes et R.D. Howe. *Robotic motion compensation for beating heart intracardiac surgery.* The International Journal of Robotics Research, vol. 28, no. 10, page 1355, 2009.

[Yuen 10] S.G. Yuen, D.P. Perrin, N.V. Vasilyev, P.J. del Nido et R.D. Howe. *Force Tracking With Feed-Forward Motion Estimation for Beating Heart Surgery.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 26, no. 5, pages 888 –896, oct. 2010.

[Zarrad 08] W. Zarrad. *Télé-opération avec retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive.* Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, 2008.