N° d'ordre : 415

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Strasbourg
Discipline : Électronique, Électrotechnique, Automatique
Spécialité Robotique

par

Laurent Ott

Compensation des mouvements physiologiques en endoscopie flexible – Application à la chirurgie transluminale

Soutenue publiquement le 7 décembre 2009

Membres du jury

Directeur de thèse :	M. Michel de Mathelin, professeur, Université de Strasbourg
Rapporteurs externes :	M. Ali Charara, professeur, Université de Technologie de Compiègne
	M. Philippe Poignet, professeur, Université de Montpellier II
Rapporteur interne :	M. Edouard Laroche, professeur, Université de Strasbourg
Examinateurs :	M. Florent Nageotte, Maître de Conférence, Université de Strasbourg
	Mme Jocelyne Troccaz, Directeur de Recherche CNRS, TIMC-IMAG, Grenoble

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier la région Alsace d'avoir soutenu ces travaux par une bourse de thèse co-financée.

Je tiens également à exprimer ma gratitude à Ali Charara, Philippe Poignet et Edouard Laroche, pour avoir accepté d'évaluer mon travail de thèse, ainsi qu'à Jocelyne Troccaz pour avoir présidé le jury de soutenance.

Mes remerciements vont ensuite à Michel de Mathelin, mon directeur de thèse. Je le remercie pour la confiance qu'il m'a accordée en me proposant de venir en thèse dans son équipe. Ses conseils, ainsi que ses encouragements, ont grandement contribué au bon déroulement de cette thèse.

Je tiens à remercier tout particulièrement Florent Nageotte et Philippe Zanne pour m'avoir encadré tout au long de cette thèse avec une mention particulière pour leur disponibilité, allant jusqu'à l'esprit de sacrifice à l'approche des échéances de soumission d'article. J'ai beaucoup appris à vos côtés.

Je salue également tous les membres de l'équipe Automatique Vision et Robotique et les remercie pour la bonne ambiance qu'ils contribuent à faire régner.

Enfin, je voudrais dire un grand merci à ma famille : mon frère, ma soeur, et mes parents, qui m'ont toujours soutenu.

Table des matières

Remerciements i

Notations vii

Introduction 1

Liste des publications 5

1 Contexte Médical 7
- 1.1 Historique de l'endoscopie digestive 7
- 1.2 Le matériel d'endothérapie 10
  - 1.2.1 Les endoscopes flexibles 11
  - 1.2.2 Les instruments d'endothérapie 12
- 1.3 La chirurgie transluminale endoscopique 14
  - 1.3.1 Principe 16
  - 1.3.2 Avantages 17
  - 1.3.3 Problématiques 17
- 1.4 Évolution des systèmes de thérapie endoluminale et transluminale 18
  - 1.4.1 Systèmes à actionnement manuel 20
  - 1.4.2 Systèmes robotiques 24
- 1.5 Objectifs du travail présenté 29
  - 1.5.1 Assistance robotique 29
  - 1.5.2 Stabilisation active d'un endoscope flexible 31

2 Modélisation mécanique et de la partie vision d'un endoscope flexible motorisé 33
- 2.1 Motorisation d'un endoscope flexible 34
- 2.2 Modèle cinématique de l'extrémité distale d'un endoscope flexible 37
  - 2.2.1 Modèle géométrique direct 37
  - 2.2.2 Modèle cinématique direct 41
- 2.3 Validation du modèle 42
- 2.4 Modélisation géométrique et dynamique de la partie vision 46
  - 2.4.1 Modèle de la caméra 46
  - 2.4.2 Modèle de la boucle d'asservissement visuel 49
  - 2.4.3 Extraction des informations visuelles 51

2.5 Conclusion 53

3 Compensation des mouvements physiologiques périodiques 55
3.1 État de l'art 56
3.1.1 Tremblements de la main 56
3.1.2 Mouvement cardiaque 57
3.1.3 Mouvement respiratoire 58
3.2 La commande R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Control) . . . 62
3.2.1 Introduction à la commande prédictive 62
3.2.2 La commande prédictive généralisée 64
3.2.3 Utilisation d'un modèle de bruit répétitif 70
3.2.4 Mise sous forme RST 71
3.2.5 Analyse de robustesse en stabilité du R-GPC 72
3.2.6 Performance du correcteur R-GPC en rejet de perturbations périodiques 77
3.3 La commande répétitive 77
3.3.1 Correcteur répétitif continu 77
3.3.2 Correcteur répétitif discret 80
3.3.3 Forme standard : correcteur PRC (Prototype Repetitive Controller) 82
3.4 Résultats de simulation 86
3.5 Expérimentations en conditions de laboratoire 91
3.6 Expérimentations *in vivo* 91
3.7 Conclusion 95

4 Améliorations de la compensation des mouvements 97
4.1 Suivi de consignes non périodiques avec le PRC 99
4.2 Prise en compte des non-linéarités mécaniques et estimation locale des paramètres du modèle 103
4.2.1 Caractérisation des non-linéarités mécaniques 103
4.2.2 Modélisation et compensation des jeux 105
4.2.3 Estimation locale des jeux 108
4.2.4 Estimation locale de la matrice de gains 111
4.2.5 Expérience sur le dispositif expérimental de laboratoire 112
4.2.6 Expérience en conditions *in vivo* 113
4.3 Améliorations du rejet de perturbations non périodiques avec le PRC . 114
4.3.1 Correcteur PRC avec ajout d'un correcteur feedback standard . 115
4.3.2 Robustesse en stabilité 117
4.3.3 Performance en rejet de perturbations périodiques 120
4.3.4 Suppression de la répétition : loi de commande à commutation . 122
4.3.5 Détéction de perturbations non périodiques 123
4.3.6 Analyse de stabilité de la loi de commande à commutation . . . 124
4.3.7 Résultats de simulation 125
4.3.8 Résultats en conditions de laboratoire 126

4.3.9 Résultats en conditions *in vivo* 127
4.4 Adaptation aux changements de profondeur 130
4.4.1 Découplage par inversion de la Jacobienne courante 131
4.4.2 Amélioration du transitoire lors d'un changement de profondeur 132
4.4.3 Estimation du rapport de profondeur 136
4.4.4 Résultats en conditions de laboratoire 138
4.4.5 Résultats en conditions *in vivo* 140
4.5 Conclusion 140

Conclusion 143

A Résolutions des équations diophantiennes pour le calcul du correcteur R-GPC 147
A.1 Résolution récursive de la première équation diophantienne (3.10) . . . 147
A.2 Résolution récursive de la deuxième équation diophantienne (3.17) . . . 149

B Représentation d'état de la boucle fermée avec loi de commande à commutation 152

Bibliographie 157

Notations

x	Scalaire
$\mathbf{x}$	Vecteur
$\mathbf{M}$	Matrice
$\mathbf{M}_{(n\times m)}$	Matrice de taille n lignes et m colonnes
$\mathbf{I}$	Matrice identité
$\mathbf{M}^{\mathrm{T}}$	Transposée de la matrice M
$[\mathbf{v}]_{\times} = \begin{pmatrix} 0 & -z & y \\ z & 0 & -x \\ -y & x & 0 \end{pmatrix}$	Matrice anti-symétrique de pré-produit vectoriel associée au vecteur $\mathbf{v} = [x\ y\ z]^{\mathrm{T}}$
$\mathcal{F}_a$	Repère centré sur le point O_a et dont les axes sont $(\vec{i}_a, \vec{j}_a, \vec{k}_a)$
$^{\mathbf{a}}\mathbf{t}_{\mathbf{b}}$	Translation entre le repère $\mathcal{F}_a$ et le repère $\mathcal{F}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{F}_a$
$^{\mathbf{a}}\mathbf{R}_{\mathbf{b}}$	Matrice de rotation entre le repère $\mathcal{F}_a$ et le repère $\mathcal{F}_b$
$^{\mathbf{a}}\mathbf{T}_{\mathbf{b}}$	Matrice de transformation homogène entre $\mathcal{F}_a$ et $\mathcal{F}_b$
$^{\mathbf{a}}\mathbf{V}_{(\mathbf{O_c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})}$	Vitesse de translation du point O_c par rapport au repère $\mathcal{F}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{F}_a$
$^{\mathbf{c}}\mathbf{\Omega}_{(\mathcal{F}_\mathbf{a}/\mathcal{F}_\mathbf{b})}$	Vitesse de rotation de $\mathcal{F}_a$ par rapport à $\mathcal{F}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{F}_c$
z ou z^{-1}	Variable de la transformée en z
q ou q^{-1}	Opérateur d'avance et de retard d'une période d'échantillonnage : $q^{-1}f[kT_s] = f[(k-1)T_s]$
j	Unité imaginaire : $j^2 = -1$
ω	Pulsation
$\mathbb{M}(q^{-1})$	Matrice de polynômes en q^{-1}
$\bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))$	Valeur singulière maximale de la fonction de transfert matricielle $\mathbf{M}(j\omega)$
$\|\|\mathbf{M}(j\omega)\|\|_\infty$	Norme H_∞ de la fonction de transfert matricielle $\mathbf{M}(j\omega)$: $\|\|\mathbf{M}(j\omega)\|\|_\infty = \sup_\omega \bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))$

Introduction

Une nouvelle technique médicale

La chirurgie abdominale par voie transluminale est une approche révolutionnaire proposée en 2000 par Kalloo et al. [KKS+00] qui consiste à introduire les instruments par un orifice naturel du patient, tel que la bouche, l'anus, le vagin ou l'urètre puis à entrer dans la cavité abdominale au travers d'une paroi interne. Cette nouvelle technique chirurgicale porte en anglais la dénomination ***NOTES*** (***Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery***) dans la littérature médicale. Elle présente des avantages potentiels par rapport aux techniques traditionnelles telles que la chirurgie ouverte (laparotomie) ou la chirurgie laparoscopique. Le plus significatif est l'absence d'incisions dans la paroi abdominale et de cicatrices visibles. On qualifie ainsi cette chirurgie de chirugie "sans cicatrice". En évitant les incisions de la paroi abdominale, les risques associés, à savoir les infections des plaies ainsi que les hernies, sont supprimés. De plus, les parois internes sont peu innervées et ont une capacité cicatricielle supérieure à celle de la paroi abdominale permettant une réduction de la douleur ainsi qu'un rétablissement plus rapide du patient.

Problématiques

La chirurgie abdominale par voie transluminale, telle que pratiquée aujourd'hui, est à la frontière entre deux spécialités médicales. En effet, elle a pour but le traitement thérapeutique des organes de la cavité abdominale, spécialité des chirurgiens abdominaux, mais elle utilise les outils et emprunte les voies naturelles de la gastroentérologie. Les endoscopes flexibles utilisés initialement pour effectuer les opérations sont constitués d'un long corps souple et d'une partie distale active orientable selon deux directions orthogonales à l'aide de deux molettes présentes sur la poignée. Une fois l'endoscope introduit dans le patient, la navigation jusqu'à la zone d'intervention ainsi que la réalisation du geste chirurgical ne se fait qu'à partir du retour visuel offert par la caméra de l'endoscope.

L'interface manuelle peu intuitive et les informations visuelles limitées font de l'endoscope flexible un outil difficile à manier pour un non initié. Les chirurgiens doivent être formés et entraînés à l'utilisation de l'endoscope flexible pour atteindre la dextérité nécessaire au bon déroulement de l'intervention. En outre, une intervention par l'approche transluminale nécessite l'utilisation simultanée de l'endoscope flexible et de micro-instruments de chirurgie. Cela requiert la présence et la coordination de plusieurs praticiens, un par instrument et un pour l'endoscope, pour accomplir l'opération.

Les micro-instruments issus de la gastro-entérologie ne sont pas articulés. Il n'est donc pas possible de réaliser de mouvements indépendants autre que dans l'axe du canal opérateur. Il est indispensable de développer des outils articulés pour réaliser des tâches chirurgicales complexes. En revanche, l'augmentation des mobilités augmentera encore la complexité d'utilisation du dispositif.

La souplesse du corps de l'endoscope ne permet pas d'assurer le maintient en position de la tête endoscopique. De ce fait, les contraintes anatomiques agissant sur le corps ainsi que les mouvements physiologiques des organes et du patient tels que la respiration ou les mouvements du corps sont autant de sources de perturbations sur l'image endoscopique.

La compensation manuelle de ces perturbations pour stabiliser l'endoscope face à la cible anatomique nécessite une coordination très complexe entre vision et mouvement de l'endoscope. Ainsi, il est intéressant d'envisager des solutions robotiques pour simplifier l'utilisation de ces outils.

Assistance robotique

L'assistance robotique peut améliorer l'utilisation des systèmes endoscopiques flexibles de deux manières différentes. Un axe de recherche actif concerne l'augmentation des mobilités des micro-instruments endoscopiques. La motorisation de l'endoscope et des instruments articulés et la mise au point d'un schéma de télémanipulation du dispositif permet alors d'améliorer la manipulabilité du système et de réaliser de gestes complexes en chirurgie transluminale.

Cependant, certaines difficultés persistent, comme par exemple, la réalisation d'un geste chirurgical sur un organe fortement soumis à des mouvements physiologiques.

Un deuxième axe de recherche, qui à notre connaissance n'a pas encore été abordée, concerne la stabilisation de l'endoscope face à la cible anatomique. Cette approche complémentaire permettra au praticien de se concentrer sur la manipulation des outils endoscopiques, pendant que la tête flexible compense les perturbations engendrées par l'environnement. Afin d'apporter cette nouvelle forme d'assistance robotique aux praticiens lors d'interventions transluminales, nous avons développé un système de positionnement automatique de la tête flexible de l'endoscope. L'objectif que nous nous sommes fixé pour compléter les développements existants est de réaliser une liaison virtuelle entre la tête et une structure anatomique d'intérêt malgré les mouvements physiologiques, l'interaction des instruments avec l'environnement et le mouvement d'enfoncement de l'endoscope. Le système que nous proposons s'appuie sur la motorisation d'un endoscope flexible classique, sur lequel nous avons remplacé les molettes de la poignée par deux moteurs pour permettre la commande numérique des deux degrés de liberté de la tête flexible. La liaison virtuelle «tête-structure anatomique» est alors réalisée sur la base d'un schéma d'asservissement visuel 2D.

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du projet ANUBIS labellisé par le pôle de compétitivité *AlsaceBiovalley - Innovations Thérapeutiques* financé par le ministère de l'Économie et des Finances. Le projet ANUBIS s'est fait en partenariat entre l'IRCAD [IRC], l'entreprise Karl Storz [STO] (Tuttlingen, Allemagne) et l'équipe robotique du Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (UMR UdS-CNRS 7005) de l'Université de Strasbourg. Il a pour objectif le développement d'instruments pour la chirurgie transluminale.

Organisation du manuscrit

Dans le **premier chapitre**, nous décrivons le contexte médical de ce travail. Dans un premier temps, nous présentons les évolutions majeures en endoscopie digestive ayant conduit aux outils actuels que sont les endoscopes flexibles et les accessoires d'endothérapie. Nous donnons ensuite un aperçu du principe de la chirurgie transluminale et de ses problématiques. Nous dressons également un état de l'art du développement des systèmes mécaniques et robotiques dédiés à la chirurgie endoluminale et transluminale. Puis, finalement, nous présentons plus en détail les problématiques d'utilisation d'un endoscope flexible dans le contexte de la chirurgie transluminale.

Le **deuxième chapitre** est consacré, dans un premier temps, à la présentation du développement de notre prototype d'endoscope flexible motorisé. Nous présentons ensuite la modélisation géométrique et cinématique de la tête flexible de l'endoscope flexible. Nous présentons également la modélisation de la partie vision. Finalement, le modèle complet reliant la vitesse des actionneurs à la position de la cible dans l'image endoscopique est décrit. Ce modèle a été validé par des expériences de laboratoire. Il permettra par la suite de calculer les lois de commande de l'asservissement visuel.

Le **troisième chapitre** dresse, dans un premier temps, un état de l'art des systèmes et méthodes de compensation de mouvements physiologiques. La suite du chapitre est consacrée à la présentation et à la comparaison de deux algorithmes de commande ayant des propriétés intéressantes face au rejet de perturbations périodiques induites par la respiration. La première loi de commande est une modification de la loi de commande GPC (Generalized Predictive Controller) incluant un modèle de bruit périodique. Cette loi de commande avait été appliquée par Ginhoux et al. [Gin03] en vue de compenser les mouvements respiratoires sur un système dédié à la chirurgie laparoscopique. La deuxième loi de commande est une commande répétitive classique appelée PRC (*Prototype Repetitive Controller*). Finalement, ces lois de commande ont été validées sur notre endoscope motorisé en conditions *in vivo*.

Le **quatrième chapitre** décrit les améliorations proposées suite aux premiers essais de compensation des mouvements physiologiques et présente plusieurs résultats originaux.

Nous proposons, dans une première partie, d'améliorer la performance du suivi de consigne du PRC par l'ajout d'un correcteur avec un terme d'anticipation *feedforward*.

La deuxième partie met en évidence la présence de jeux induits par la transmission à câbles entre les moteurs et la tête flexible de l'endoscope. On propose alors une stratégie de compensation basée sur un modèle inverse du jeu ainsi qu'une boucle de position sur les moteurs permettant d'assurer le franchissement du jeu.

La troisième partie s'intéresse au rejet des perturbations non périodiques apparaissant lors de la manipulation manuelle de l'endoscope flexible ou lorsque les outils interagissent avec l'organe. Ces perturbations ne sont pas rejetées efficacement par les algorithmes de commande précédents ou produisent des répétitions inappropriées. Pour résoudre ce problème, nous avons développé un algorithme original de commande à commutation.

La quatrième et dernière partie est consacrée à la prise en compte dans les lois de commande des changements de profondeur de la cible dans le repère de la caméra. Ces changements de profondeur se produisent lorsque le chirurgien souhaite se rapprocher ou s'éloigner de la zone de travail. Le modèle initialement estimé pour calculer la loi de commande n'est alors plus valable, ce qui entraîne des performances dégradées de l'asservissement, voire l'instabilité. Nous proposons, pour garantir la stabilité, de découpler le système à chaque pas d'échantillonnage par inversion de la matrice Jacobienne courante. L'estimation de la Jacobienne est obtenue à partir du modèle présenté au deuxième chapitre. Le caractère répétitif des lois de commande employées cause cependant de fortes oscillations transitoires lors du changement de profondeur. Nous proposons de réduire ces oscillations en effectuant une mise à jour de l'historique des commandes des correcteurs.

Il faut noter que ces différents algorithmes ont été validés sur maquette mais également en conditions *in vivo* avec des résultats concluants.

Enfin, nous évoquerons dans la conclusion les apports de ce travail, les limitations actuelles du système mis en place ainsi que les perspectives de travaux et d'applications futures.

Liste des publications

Revues internationales avec comité de lecture

[ONZM09c] **L. Ott**, F. Nageotte, Ph. Zanne, M. de Mathelin *Simultaneous Physiological Motion Cancellation and Depth Adaptation in Flexible Endoscopy.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering Letters, 56(9) :2322-2328, Sept 2009.

[AOAM+09] P. Allemann, **L. Ott**, M. Asakuma, N. Masson, S. Perretta, B. Dallemagne, D. Coumaros, M. de Mathelin, L. Soler, J. Marescaux *Joystick interfaces are not suitable for robotized endoscope applied to NOTES.* Surgical Innovation, 16(2) :111-116, 2009

Conférences internationales avec comité de lecture

[ONZM09b] **L. Ott**, F. Nageotte, Ph. Zanne, G. Bara, M. de Mathelin *A new switching repetitive controller for periodic and transient non periodic disturbances rejection.* European Control Conference (ECC'09), Budapest, Hungary, August 2009.

[ONZM09a] **L. Ott**, F. Nageotte, Ph. Zanne, M. de Mathelin *Physiological motion rejection in flexible endoscopy using visual servoing and repetitive control : Improvements on non-periodic reference tracking and non-periodic disturbance rejection.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'09), Kobe, Japan, Mai 2009.

[NOZM09] F. Nageotte, **L. Ott**, Ph. Zanne, M. de Mathelin *Analysis and Improvement of Image-based Insertion Point Estimation for Robot-assisted Minimally Invasive Surgery.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'09), Kobe, Japan, Mai 2009.

[ONZM08] **L. Ott**, F. Nageotte, Ph. Zanne, M. de Mathelin *Simultaneous Physiological Motion Cancellation and Depth Adaptation in Flexible Endoscopy Using Visual Servoing.* IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BIOROB'08), Scottsdale, Arizona, USA, October 2008. **Best Student Paper Award.**

[OZNMG08] **L. Ott**, Ph. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin, J. Gangloff. *Physiological Motion Rejection in Flexible Endoscopy Using Visual Servoing.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'08), Pasadena, Califormie USA, Mai 2008.

Conférences internationales sur abstract

[OZNMG07] **L. Ott**, Ph. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin, J. Gangloff. ***Problématique de l'assistance robotique à la chirurgie transluminale endoscopique.*** Surgetica'07, Chambéry, France, Septembre 2007.

Brevet

[OZMG07] **L. Ott**, P. Zanne, M. de Mathelin, J. Gangloff ***Active stabilization of a flexible endoscope by visual servoing.*** Brevet provisionnel US n°60/902,862, 23 février 2007. Demande PCT/FR2008/050312, 25 février 2008

Autres publications

[OLIC07] **L. Ott**, P. Lambert, B. Ionescu, D. Coquin. ***Animation Movie Abstraction : Key Frame Adaptive Selection Based on Color Histogram Filtering.*** Computational Color Imaging Workshop (CCIW'07), Modena, Italie, Septembre 2007.

[ILCOB06] B. Ionescu, P. Lambert, D. Coquin, **L. Ott**, V. Buzuloiu. ***Animation Movies Trailer Computation.*** ACM Multimedia, Santa Barbara, Californie USA, Octobre 2006.

Chapitre 1

Contexte Médical

Sommaire

1.1 Historique de l'endoscopie digestive 7
1.2 Le matériel d'endothérapie 10
1.2.1 Les endoscopes flexibles 11
1.2.2 Les instruments d'endothérapie 12
1.3 La chirurgie transluminale endoscopique 14
1.3.1 Principe 16
1.3.2 Avantages 17
1.3.3 Problématiques 17
1.4 Évolution des systèmes de thérapie endoluminale et transluminale . . . 18
1.4.1 Systèmes à actionnement manuel 20
1.4.2 Systèmes robotiques 24
1.5 Objectifs du travail présenté 29
1.5.1 Assistance robotique 29
1.5.2 Stabilisation active d'un endoscope flexible 31

1.1 Historique de l'endoscopie digestive

Voir l'intérieur du patient pour observer des pathologies suscite depuis longtemps l'intérêt des médecins. Naturellement, la première approche a été de réaliser des examens post-mortem permettant l'accès visuel direct aux cavités du corps humain par incision. Les premiers spéculums (outil permettant l'observation d'une cavité par écartement des parois) datent de l'Antiquité (-600 av J.C.) [Gue99]. L'observation fournie par ces dispositifs grâce à l'éclairage naturel du soleil était limitée au début de la cavité.

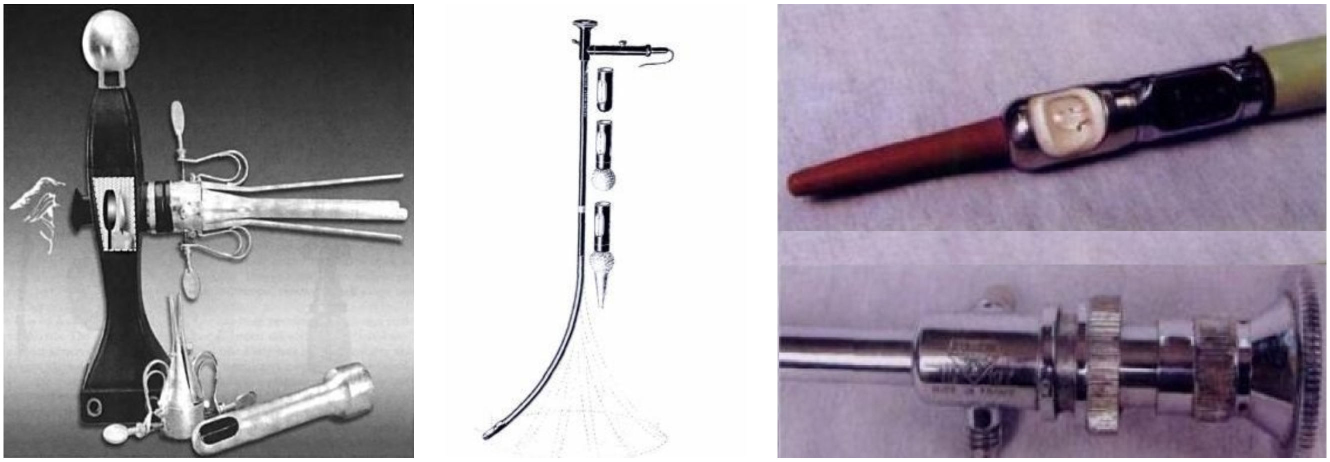
En effet, une des principales barrières à l'observation des cavités du corps humain a été la difficulté d'éclairer l'intérieur de la cavité. La première invention fut proposée par Philip Bozzini en 1805. Ce dispositif appelé le *Lichtleiter* (Fig. 1.1.(a)) ressemble à une lanterne et focalise la lumière d'une bougie dans un tube métallique en direction de la cavité à l'aide d'un miroir concave et d'une lentille convergente. Cette invention, bien qu'elle soit de nos jours considérée comme une avancée majeure dans l'évolution de la discipline, a été reléguée par les confrères de Bozzini au rang de simple jouet ne présentant pas d'avantages par rapport aux méthodes traditionnelles de diagnostic par examen digital.

Il faudra attendre 20 ans pour que de nouveaux développements apparaissent en endoscopie. En 1826, Pierre Salomon Segalas présente à l'Académie des Sciences de Paris un spéculum urethro-cystique permettant d'observer l'urètre et la vessie. Les évolutions par rapport au ***Lichleiter*** sont l'utilisation d'une source de lumière plus puissante en utilisant deux bougies, une amélioration du système optique pour concentrer plus efficacement la lumière, et enfin le tube de visualisation fut peint en noir pour éviter la diffusion de la lumière. En 1853, en France, Jean Désormeaux mit au point un endoscope à éclairage latéral en utilisant une lampe à gazogène, le rendant ainsi beaucoup plus maniable. Il fut également le premier à utiliser le terme "endoscope".

Les précédents développements avaient pour domaine d'application l'urologie. C'est en 1868 qu'Adolf Küssmaul eut l'idée de réaliser la première gastroscopie. L'idée lui vint en assistant à la représentation d'un avaleur de sabres, auquel il fit appel pour réaliser son expérience. Les talents du cobaye lui permirent d'insérer une version modifiée de l'endoscope de Désormeaux plus long (47 cm) et plus large (13 mm) jusqu'à l'estomac. Cependant, l'éclairage trop faible ne permit pas une visualisation satisfaisante et l'idée fut abandonnée.

La miniaturisation de l'ampoule à incandescence due à Thomas Edison en 1879 permit dès lors d'embarquer la source lumineuse en bout d'endoscope. Ainsi, Maximilian Nitze et Josef Leiter construisirent un cystoscope facilement utilisable disposant, en plus de l'éclairage distal direct, d'un système optique permettant le grandissement d'un facteur 2,5. Bien que l'instrument fut initialement prévu pour des applications urologiques, Johann von Mickulicz-Radecki l'employa en 1881 pour réaliser les premières réelles gastroscopies et identifia le cancer de l'estomac.

En 1911, Michael Hoffmann montra qu'il est possible de transmettre des images au travers d'un guide flexible en utilisant une série de prismes et fit construire le premier endoscope flexible. Cependant, l'utilisation de prismes mobiles engendrait une trop grande déperdition de lumière ne permettant pas un usage clinique. En 1928, Rudolf Schindler, un clinicien, et Georg Wolf, un industriel berlinois, eurent l'idée, à partir des travaux de Hoffmann, de remplacer les prismes par une série de lentilles convexes. En 1932, Wolf construit le sixième prototype, un endoscope semi-flexible (Fig. 1.1.(b) et (c)) avec une extrémité distale rigide de 8cm comprenant une lampe miniature et le prisme de l'objectif (permettant une vision latérale), la partie proximale métallique rigide mesurait 34 cm de long et 11 mm de diamètre, et le segment flexible intermédiaire de 27 cm permettait une déflexion de 34°. Ce type d'instrument fut largement utilisé par Schindler (il accomplit environ 10000 gastroscopies avec très peu d'accidents) et gagna une certaine popularité en Allemagne et dans d'autres pays de part le nombre d'élèves qu'il forma[Vil05] .

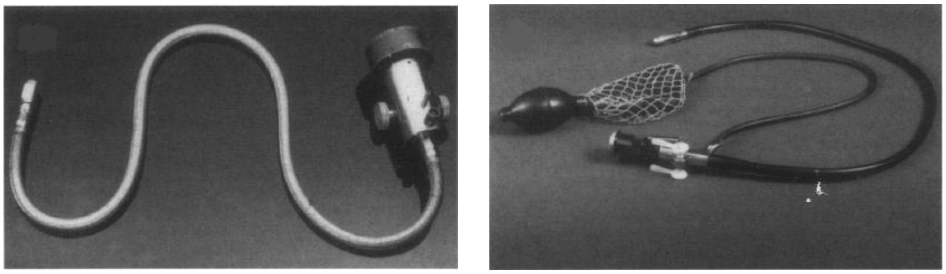


(a) (b) (c)

FIGURE 1.1 – (a) Système d'éclairage *Lichtleiter* de Philip Bozzini. (b) et (c) Endoscope semi-flexible de Wolf-Schindler.

En 1954, Harold Hopkins et Narinder Kapany de l'Imperial College de Londres montrent qu'il est possible de transmettre une image au travers d'un "fagot" de fibres de verre. Ils nommèrent cette invention le fibroscope. Lors d'une visite du laboratoire de Hopkins et Kapany, Basil Hirschowitz, un clinicien de l'Université du Michigan, put constater la médiocre qualité de l'image et de la lumière transmise par le dispositif expérimental. Il s'associa alors en 1955 avec deux membres du département de physique de l'Université du Michigan, Wilbur Peters et Larry Curtis, pour travailler sur un projet d'endoscope à fibres optiques. Curtis résolut le problème de déperdition de la lumière en blindant les fibres de verre avec du verre d'indice de réfraction inférieure. Ainsi, en 1957, le premier prototype d'endoscope flexible à fibres optiques (Fig. 1.2.(a)) est présenté publiquement et trois années supplémentaires seront nécessaires jusqu'à la commercialisation du premier modèle (Fig. 1.2.(b)) par la société ***American Cystoscope Makers, Inc.*** (ACMI). De nombreuses évolutions furent apportées au dispositif grâce aux nombreuses collaborations entre les praticiens et les fabricants d'endoscopes : la vision axiale (la vision latérale avait été héritée de l'endoscope de Schindler), le contrôle de la déflexion de la section distale, un canal d'insufflation, un jet d'eau permettant le nettoyage de la lentille, un canal pour le passage d'instruments opératoires. Ces nouveaux endoscopes flexibles permirent également d'explorer de nouvelles cavités : ainsi, la première colonoscopie fut réalisée en 1965.

14 ans après l'invention du capteur CCD (Charged Coupled Devices) dans les laboratoires Bell par George Smith et Willard Boyle, la technologie fut intégrée par la société américaine *Welch Allyn, Inc.* en 1983 en remplacement des fibres optiques pour le retour visuel. Les firmes japonaises Olympus, Fujinon et Pentax emboîtèrent rapidement le pas et sont à l'origine d'améliorations significatives en vidéo-endoscopie. L'affichage sur un écran (cf Fig. 1.3) et la sauvegarde instantanée d'images ont permis de faciliter

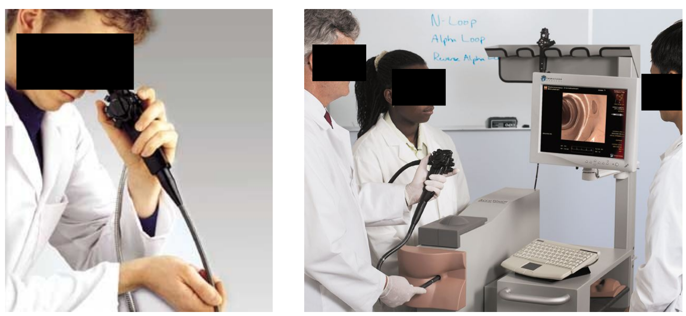


(a) (b)

FIGURE 1.2 – (a) Premier prototype de gastroscope à fibre optique d'Hirschowitz et al. en 1957 (b) Premier modèle commercial en 1960.

l'enseignement et la documentation des techniques de gastro-entérologie.

Le lecteur intéressé souhaitant plus de détails sur l'historique de l'endoscopie flexible pourra se référer aux ouvrages de Vilardell [Vil05] et de Waye [WDC03].



(a) (b)

FIGURE 1.3 – Évolution de la pratique de l'endoscopie. (a) Utilisation d'un fibroscope, une seule personne peut bénéficier de la vue endoscopique. (b) Simulation d'une colonoscopie à l'aide d'un vidéo-endoscope : la vue endoscopique est disponible sur un écran.

1.2 Le matériel d'endothérapie

Jusqu'à l'avènement de l'endoscopie flexible à fibres optiques dans les années 1960, l'endoscopie était essentiellement utilisée à des fins diagnostiques en complément d'un examen radiologique [Gue99]. L'amélioration de la maniabilité des endoscopes flexibles et l'ajout de canaux opérateurs permettant le passage de micro-instruments de chirurgie ont permis aux gastro-entérologues d'effectuer des traitements dans l'appareil digestif du patient sans recourir aux techniques chirurgicales invasives. Nous décrivons, dans cette section, les principaux outils actuellement disponibles en gastro-entérologie pour réaliser des traitements endoluminaux.

1.2.1 Les endoscopes flexibles

Le marché de l'endoscopie flexible à usage médical compte quatre acteurs principaux qui sont les sociétés Karl Storz [STO], Olympus [OLY], Pentax [PEN] et Fujinon [FUJ]. Il existe différents types d'endoscopes selon la cavité à explorer. Nous nous limiterons ici aux endoscopes prévus pour l'exploration du tube digestif (cf Fig. 1.4).

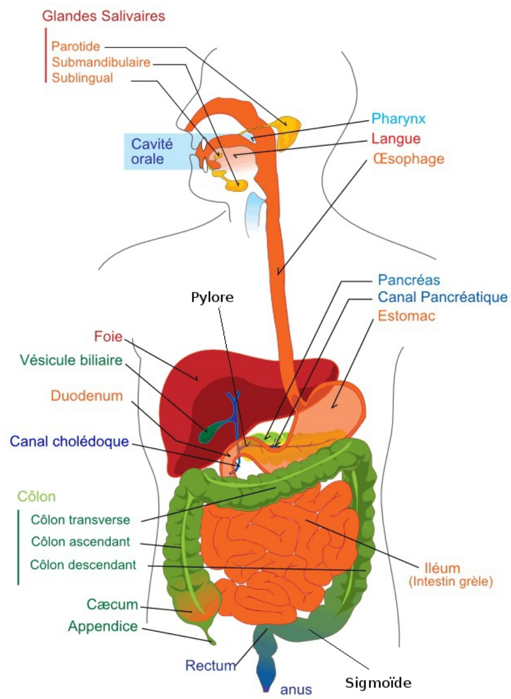


FIGURE 1.4 – Le système digestif.

Pour l'endoscopie digestive haute, il existe :

- les gastroscopes servant à l'exploration de l'œsophage et de l'estomac. Ils ont communément une longueur utile de 1050mm. Ils disposent d'une vision axiale (cf. Fig. 1.5.(a)).
- Les duodénoscopes sont un peu plus long (1250mm), de manière à pouvoir passer le pylore et atteindre le duodénum. Ils disposent en général d'une vision latérale et de canaux à sortie latérale (cf. Fig. 1.5.(b)) simplifiant la réalisation de la sphinctérotomie.

Pour l'endoscopie digestive basse, il existe :

- Les sigmoïdoscopes disposant d'une vision axiale. Ils sont relativement courts (700mm) et ne permettent d'explorer que le rectum et le sigmoïde.
- Les colonoscopes disposent également d'une vision axiale. De par leur longueur (1500mm), ils permettent d'explorer la totalité du colon.

(a) (b)

FIGURE 1.5 – Position de l'optique sur les endoscopes flexibles. (a) Vision axiale, (b) Vision latérale.

Les endoscopes de gastroentérologie ont un diamètre pouvant aller jusqu'à 13mm dans leur version bi-canal. Des endoscopes flexibles peuvent également être utilisés pour explorer le système respiratoire ou urinaire d'un patient.

1.2.2 Les instruments d'endothérapie

En endothérapie, l'action chirurgicale est effectuée à l'aide de longs instruments flexibles amenés sur le site opératoire au travers des canaux opérateurs de l'endoscope flexible. Ces canaux ont un diamètre allant de 2 à 4mm.

Les outils disponibles pour réaliser la section de tissus sont :

- les aiguilles électro-dissectrices : leur forme la plus simple est constituée d'une aiguille diathermique rétractable à l'intérieur d'une gaine (Fig. 1.6.(a)). Le rajout d'une boule isolante au bout de l'aiguille (Fig. 1.6.(b)) permet de limiter l'effet de coupe au côté de l'aiguille et ainsi de diminuer le risque de perforation involontaire.
- Les anses diathermiques (Fig. 1.6.(e)) sont principalement utilisées pour la résection de polypes. Elles permettent d'enserrer la base du polype avant d'utiliser l'effet diathermique permettant la résection.
- Le sphinctérotome est une forme particulière d'aiguille dissectrique. L'actionnement de l'outil permet d'écarter le fil diathermique de la gaine (Fig. 1.6.(f)). Il facilite ainsi la section d'un sphincter.
- Les ciseaux mécaniques (Fig. 1.6.(g)) ont été introduits plus récemment. Ils servent essentiellement à retirer les fils de suture placés lors d'une intervention par laparoscopie ou laparotomie.

Les outils de section diathermiques permettent également la coagulation, il est possible de moduler la proportion de l'effet dissecteur par rapport à l'effet coagulant en modifiant la surface de contact (aiguille plus grosse) ou en réglant la puissance du générateur. Il existe également des outils dédiés à la coagulation tels que les électrodes de coagulation (Fig. 1.6.(d)), ou les électrodes au plasma argon qui permettent une coagulation uniforme des tissus par l'intermédiaire de gaz Argon ionisé.

On trouve également dans la panoplie d'instruments endothérapeutiques des pinces permettant la préhension des tissus à des fins de manipulation ou de prélèvement (en

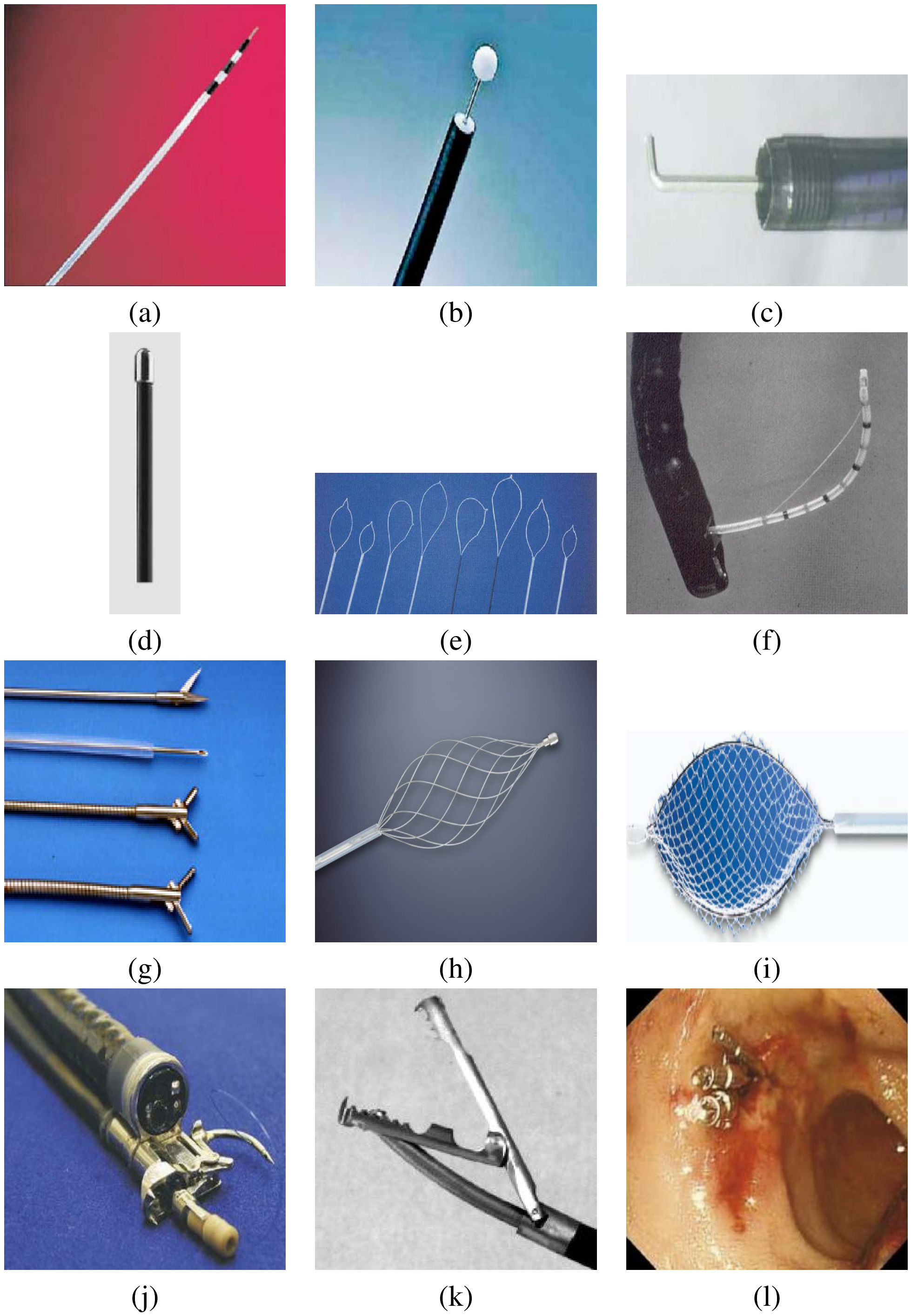


FIGURE 1.6 – Panoplie d'instruments d'endothérapeutie.

vue d'une biopsie) (Fig. 1.6.(g)). Des paniers, ainsi que des filets endoscopiques (Fig. 1.6.(i)), servent à emprisonner un corps (corps étranger, calculs biliaires, tissus issus d'une résection) en vue de son extraction. Des injections peuvent être réalisées à l'aide d'aiguilles rétractables. Des orifices peuvent être dilatés au moyen de ballons hydrostatiques.

La suture est en général réalisée au moyen de clips (Fig. 1.6.(l)) ou d'anses largables. Cependant, des développements récents visent à améliorer les techniques de suture endoscopique [AABT09]. On peut notamment citer le prototype ***Eagle Claw*** (Fig. 1.6.(j)) proposé par ***Olympus***. L'outil se fixe sur l'endoscope : son utilisation nécessite donc le retrait et la réinsertion de l'endoscope pour sa mise en place. La société USGI propose son système ***G-Prox*** disponible pour sa plate-forme ***Transport*** (cf. section 1.6). Deux larges mâchoires (Fig. 1.6.(k)) permettent de rapprocher les tissus. Une aiguille passe alors au travers des mâchoires et permet de larguer le fil de suture disposant d'ancres auto-expansives.

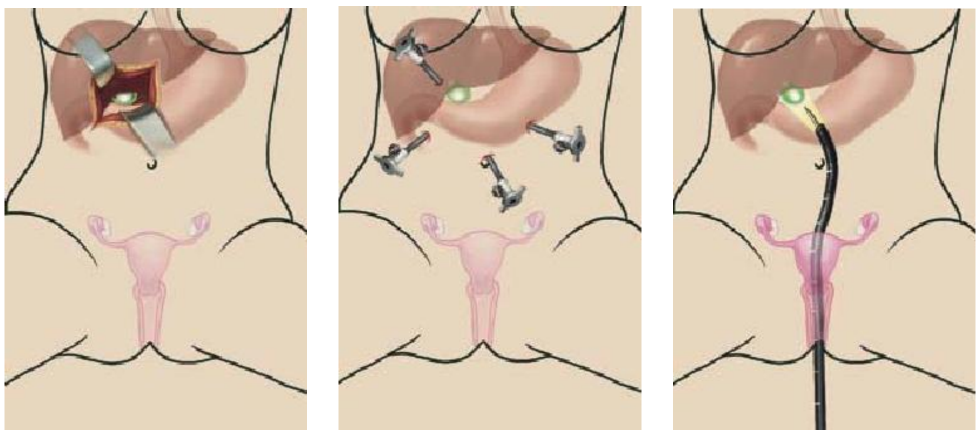
1.3 La chirurgie transluminale endoscopique

Depuis de nombreuses années, des procédures chirurgicales sont réalisées pour traiter les pathologies des organes de la cavité abdominale comme par exemple l'appendicectomie ou la cholécystotomie [1]. Pour réaliser un acte chirurgical sur ces organes, le chirurgien doit avoir accès à la cavité abdominale. La méthode traditionnelle consiste à réaliser une large incision de la paroi abdominale pour obtenir un accès direct aux organes. On appelle cette méthode chirurgie ouverte ou laparotomie (Fig. 1.7.(a)). Cette méthode bien connue est encore très répandue, car elle permet un apprentissage rapide de nouvelles procédures [Fu99]. Toutefois, la plupart des complications de la laparotomie sont liées à l'incision de la paroi abdominale. Les complications les plus courantes sont les infections de la plaie apparaissant chez 10 à 15% des patients ou encore les hernies incisionnelles chez 4 à 21% des patients [PBDP$^+$06]. Les fortes douleurs post-opératoires, le temps de rétablissement particulièrement long ainsi que la présence d'une cicatrice de grande taille sont des inconvénients majeurs de cette technique.

Plus récemment, des méthodes d'accès à la cavité abdominale moins invasives ont été développées. La laparoscopie consiste à accéder à la cavité abdominale par une ou plusieurs petites incisions dans la paroi abdominale servant au passage d'un endoscope rigide pour l'observation de la cavité et d'outils de chirurgie pour le traitement. Le pneumopéritoine (insufflation de l'air dans la cavité abdominale) permet alors de créer un espace de travail (Fig. 1.7.(b)). Cette technique a connu un formidable essor depuis le milieu des années 1980 et trouve bon nombre de ses précurseurs en France [Mou91]. Les incisions sont bien plus petites que pour une laparotomie, les complications associées s'en trouvent ainsi fortement réduites [KCT$^+$06]. Cependant, en comparaison à la chirurgie ouverte, cette procédure est délicate. Elle nécessite une bonne coordination de la part du chirurgien, car la vision est obtenue par une caméra endoscopique et, de

1. Ablation de la vésicule biliaire.

plus, les longs instruments de chirurgie sont contraints par le passage dans des trocarts, ce qui rend leurs mouvements non intuitifs.



(a) (b) (c)

FIGURE 1.7 – Illustration des différents accès à la cavité abdominale et plus précisément à la vésicule biliaire : (a) la laparotomie ou chirurgie ouverte, (b) la laparoscopie, (c) l'accès transluminal par voie transvaginale.

Une nouvelle technique d'accès à la cavité abdominale est actuellement en développement. La chirurgie transluminale endoscopique ou NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) est une technique permettant l'accès à la cavité abdominale au travers d'orifices naturels sans passer au travers de la paroi abdominale. Elle permet ainsi de réaliser des traitements des organes de la cavité abdominale sans cicatrice visible. Le premier accès NOTES date de 1901, lorsque Dimitri Oskarovich Ott réalise un examen endoscopique de la cavité abdominale au travers du vagin [Vil05] à l'aide d'un spéculum. La procédure fut appelée "ventroscopie". D'autres cas d'accès transluminal à la cavité abdominale ont été rapportés durant le 20ème siècle, souvent lors d'une perforation involontaire du tube digestif lors d'examens colonoscopiques. Cependant, l'idée d'effectuer une perforation volontaire et contrôlée du tube digestif n'est proposée qu'en 2000 par Kalloo et al. [KKS+00]. Les résultats montrant la faisabilité d'une exploration de la cavité abdominale par voie transgastrique (accès depuis la bouche du patient avec une incision de la paroi stomacale) à l'aide d'un endoscope flexible seront publiés dans [KSJ+04]. Le nombre croissant de publications concernant la chirurgie NOTES montre l'intérêt que suscite cette nouvelle technique dans le monde médical. On compte 1 publication pour l'année 2003, 14 en 2004 et 35 en 2006 d'après Nesargikar et al. [NJ09].

1.3.1 Principe

La technique NOTES vise à effectuer des traitements de la cavité abdominale en passant par un orifice naturel (bouche, anus, urètre) puis au travers d'une paroi interne (estomac, colon, vessie). Elle est une extension des techniques d'endothérapie permettant d'effectuer des actes chirurgicaux à l'intérieur du tube digestif.

La première voie d'accès proposée par Kalloo [KKS+00] en 2000, et la plus étudiée depuis, est la voie transgastrique. L'endoscope flexible est dans un premier temps amené dans l'estomac par la bouche et l'œsophage comme pour une gastroscopie. Une petite incision est ensuite réalisée dans la paroi stomacale au moyen d'une aiguille électro-dissectrice (needle knife). L'incision peut ensuite, si nécessaire, être dilatée au moyen d'un ballon hydrostatique de manière à permettre le passage de l'endoscope flexible dans la cavité abdominale. L'opération est ensuite réalisée en utilisant les instruments d'endothérapie au travers des canaux opérateurs de l'endoscope flexible.

D'autres voies d'abord sont également à l'étude telles que les approches transvaginales, transvesicales et transcoloniques. Du fait des limitations de mouvement des endoscopes flexibles, il a été remarqué que ces approches "du bas vers le haut" permettent naturellement une meilleure visualisation des organes de la partie haute de la cavité abdominale, contrairement à l'approche transgastrique donnant un accès immédiat aux organes pélviens. Dans [VTD08], Varadarajulu et al. ont réalisé une enquête pour connaître la préférence des patients entre une approche NOTES ou laparoscopique ainsi que le choix de l'orifice. Sur 100 patients, 78% auraient préféré l'approche NOTES à l'approche laparoscopique à risques de complication égaux. Les raisons les plus invoquées justifiant le choix sont l'absence de douleur (99%) et de cicatrice (89%). De plus, 92% des hommes et 81% des femmes préfèrent la voie d'accès oral aux approches transrectales et vaginales.

Les études réalisées sur modèle animal ont montré que la plupart des procédures chirurgicales abdominales pouvaient être réalisées par une approche transluminale. En 2008, Flora et al. [FWI+08] proposent un état de l'art sur la chirurgie NOTES et rapportent que les opérations suivantes ont été réalisées avec succès sur modèle animal : des appendicectomies, des anastomoses, des biopsies, des implantations de stimulateur phrénique, des ligatures des trompes de Fallope, des histologies in vivo, des ablations de la vésicule biliaire, des ganglions lymphatiques, des ovaires, de l'utérus ou encore de la rate.

Des procédures en chirurgie NOTES sur des humains ont également été rapportées. Dans [KAC+08], Kantsevoy et al. dressent un état de l'art de ces opérations. Les opérations mentionnées sont des appendicectomies, des ablations de la vésicule biliaire, des peritonéoscopies diagnostiques et des biopsies réalisées soit par voie transvaginale, soit par voie transgastrique. Il est à préciser qu'aucune complication n'a été rapportée lors de ces essais.

1.3.2 Avantages

Cette nouvelle technique chirurgicale semble apporter de nombreux avantages par rapport aux techniques traditionnelles. En évitant les incisions de la paroi abdominale, les risques associés, à savoir les infections des plaies ainsi que les hernies, sont supprimés. Les parois internes ont une capacité cicatricielle bien supérieure à celle de la paroi abdominale permettant ainsi un rétablissement plus rapide du patient. De plus, elles sont peu innervées ce qui réduit d'autant la douleur et l'inconfort par rapport aux méthodes traditionnelles. A titre d'exemple, lors de la première opération sans cicatrice réalisée par le prof. Marescaux (cf. Fig. 1.8) et son équipe le 2 avril 2007 [MDP+07], une cholécystotomie a été réalisée par voie transvaginale sur une patiente de 30 ans. La patiente se sentait bien au soir de l'intervention et a été libérée le deuxième jour sans complication. Il est même envisageable que des opérations transluminales puissent être réalisées sous simple sédation sans anesthésie générale. Les techniques transluminales sont particulièrement adaptées pour les patients ayant une paroi abdominale fragilisée comme les grands brûlés [RR06] ou encore les patients souffrant d'obésité morbide.

FIGURE 1.8 – J. Marescaux et son équipe lors de la première opération sans cicatrice réalisée aux Hôpitaux Universitaires de Strabourg.

1.3.3 Problématiques

La chirurgie NOTES est à la frontière entre deux spécialités : la chirurgie abdominale et la gastroentérologie. En juillet 2005, 14 membres des associations ASGE (American Society of Gastrointestinal Endoscopy) et SAGES (Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons) se sont réunis pour identifier les limites actuelles de la chirurgie NOTES. L'analyse a été publiée dans un "white paper" [RK06] dans la revue *Gastrointestinal Endoscopy*. Les problématiques suivantes ont été identifiées :

- les points d'incision de la paroi interne optimaux selon l'opération à réaliser ne sont pas encore identifiés,
- l'étanchéité du point d'incision après fermeture doit être garantie. Les méthodes actuelles (essentiellement la pose de clips) ne semblent pas suffire,
- il est nécessaire de développer des méthodes de suture endoscopique de manière à faire face aux problèmes pouvant survenir pendant l'acte chirurgical comme les saignements, et à réaliser la fermeture de l'incision ou des anastomoses,
- la flexibilité des endoscopes et des instruments d'endothérapie est un avantage pour naviguer dans le tube digestif mais pose des problèmes pour exercer des forces sur les tissus,
- les instruments d'endothérapie actuels ne disposent pas d'articulations et de ce fait ne permettent pas d'effectuer des mouvements autres que dans l'axe de la caméra. Le développement de tels outils semble indispensable pour la réalisation de tâches complexes.

De plus, les chirurgiens font face à de nombreuses difficultés lors de la manipulation des endoscopes flexibles :

- Plusieurs actions doivent être réalisées simultanément pour effectuer le mouvement désiré. En effet, la tête de l'endoscope a au total 4 degrés de liberté. L'endoscope peut être enfoncé et tourné (mouvements 1 et 2 sur la Fig. 1.9) autour de son axe depuis sa partie proximale. De plus, l'extrémité flexible peut être courbée selon deux directions orthogonales (3 et 4) à partir des molettes de commande.
- Le guide flexible de l'endoscope ne peut pas être directement commandé. Sa forme est définie par les contraintes anatomiques, i.e. les structures anatomiques qui sont en contact avec l'endoscope comme par exemple l'œsophage et l'estomac. De ce fait, les mouvements opérés sur le corps de l'endoscope depuis la poignée de commande ont un effet difficilement prévisible dans l'image endoscopique.
- Les mouvements physiologiques des organes engendrés par la respiration ainsi que par les mouvements du patient occasionnent des perturbations importantes sur l'endoscope. Pour opérer malgré ces perturbations, le chirurgien doit faire preuve d'une bonne coordination œil-main.

Lors des procédures transluminales, le nombre important de mobilités à gérer pour réaliser l'opération implique que plusieurs praticiens manipulent simultanément le système endoscopique et ses instruments (voir Fig. 1.10). Ils doivent partager un petit espace de travail autour de la poignée de commande et doivent faire preuve d'une excellente coordination.

1.4 Évolution des systèmes de thérapie endoluminale et transluminale

Nous présentons dans cette section les développements de systèmes de thérapie endoluminale et transluminale. Ces développements visent à palier les limitations actuelles des endoscopes flexibles, notamment le manque de mobilité des instruments utilisés au

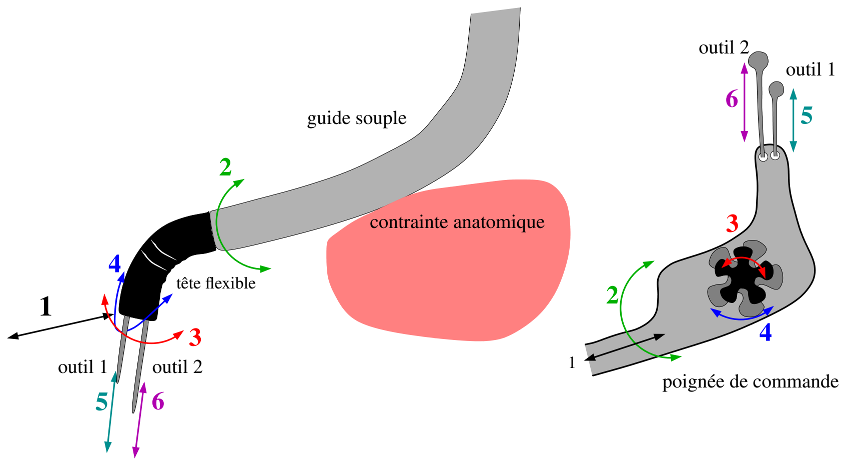


FIGURE 1.9 – Transmission des mouvements depuis la poignée de commande (à droite) et la tête de l'endoscope flexible (à gauche). Les effets de la translation (1) et de la rotation (2) de l'endoscope dépendent de la forme du guide flexible définie par les contraintes anatomiques. Cette forme est généralement inconnue.

FIGURE 1.10 – Expérimentation en chirurgie NOTES à l'IRCAD.

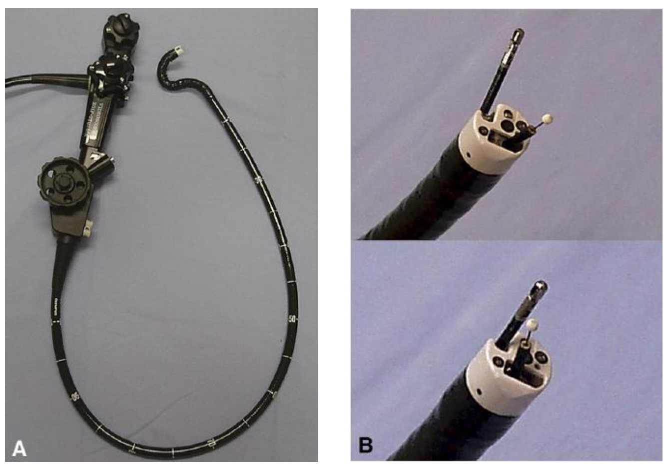
travers des canaux opérateurs de l'endoscope flexible. Un deuxième axe de développement fréquemment rencontré vise à apporter une certaine rigidité au guide flexible de l'endoscope.

Nous présentons, dans un premier temps, les développements de systèmes à actionnement manuel. On peut noter, que les principaux acteurs du marché de l'endoscopie flexible ont d'ores et déjà proposé un prototype à actionnement manuel, montrant de ce fait l'intérêt porté à la chirurgie transluminale.

Dans un deuxième temps, nous présentons les développements de systèmes robotiques. Ces développements sont principalement issus du milieu universitaire. L'objectif de la plupart de ces solutions robotiques est également de fournir des mobilités supplémentaires aux outils mais également de simplifier la manipulation des nombreux degrés de liberté au moyen d'un schéma de télémanipulation. Un deuxième axe de recherche identifié propose de s'affranchir de l'héritage issu de l'endoscopie flexible en mettant au point des robots miniatures pouvant directement accéder au site chirurgical.

1.4.1 Systèmes à actionnement manuel

La société Olympus propose une amélioration d'un endoscope double canal [SGR+07]. Cet endoscope, appelé R-Scope (Fig. 1.11), dispose de deux sections flexibles et de deux canaux opérateur. La section flexible proximale peut être fléchie selon une direction (haut/bas) tandis que la section distale peut être fléchie selon deux directions (haut/bas, gauche/droite). Chaque canal dispose à son extrémité d'un levier permettant d'actionner l'instrument dans une direction autre que dans l'axe optique. Chaque canal permet le déplacement selon une direction (verticale ou horizontale).



(a) (b)

FIGURE 1.11 – (a) R-scope, Olympus Optical, (b) vue de la partie distale du R-Scope d'Olympus. Chaque instrument dispose d'un degré de liberté.

La société Pentax a également réalisé un prototype donnant des mobilités supplémentaires aux instruments [KLS+05]. Le prototype (Fig. 1.12) est constitué d'un endoscope flexible de large diamètre (20 mm) à deux canaux de 7mm de diamètre. Cet endoscope sert de guide à deux endoscopes de faible diamètre (4,9 mm). Chaque endoscope propose un retour visuel : par caméra CCD pour le guide et par fibre optique pour les bras. L'écartement des bras du à la forme de la sortie des canaux du guide permet d'augmenter l'espace de travail. Cet assemblage d'endoscopes doit être manipulé par trois opérateurs simultanément.

La société *USGI Medical* (San Clemente, Californie) a dans un premier temps mis au point un tube rigidifiable appelé ShapeLock (Fig. 1.13) pour assister les gastroentérologues lors de colonoscopies. Le tube peut passer d'un état souple à un état rigide par l'actionnement d'un levier et permet le passage d'un endoscope flexible. Ainsi, lorsque

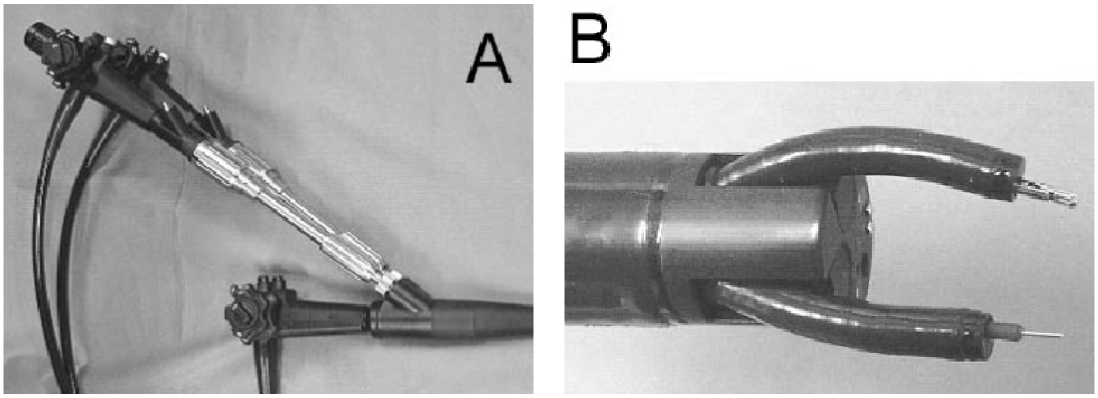
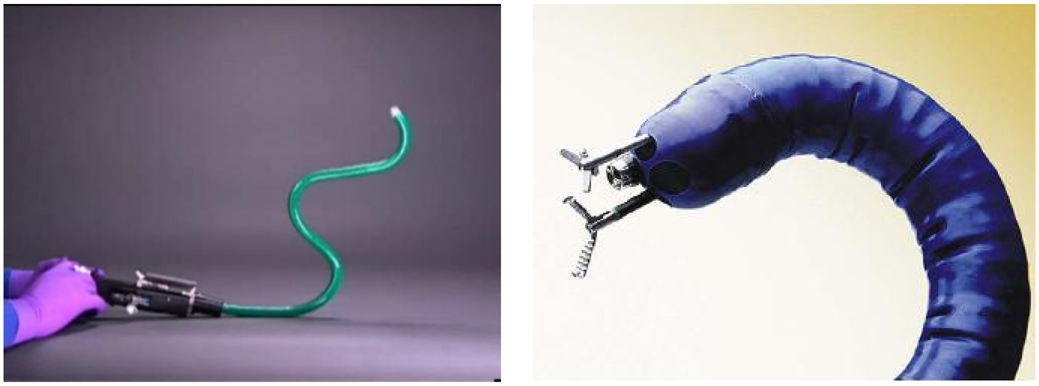


FIGURE 1.12 – (a) Partie proximale du prototype Pentax et (b) vue de la partie distale.

le tube est rigidifié, le praticien peut enfoncer l'endoscope sans exercer de forces importantes sur la paroi du colon.

FIGURE 1.13 – Overtube utilisant la technologie *ShapeLock* permettant de passer d'un état souple à un état rigide.

Cette technologie a également été intégrée dans le système *Transport* (Fig. 1.14) dédié aux opérations endoluminales ou transluminales. Ce système a reçu l'autorisation de commercialisation de la *Food and Drug Administration* (FDA). Le système consiste en un guide flexible disposant d'une section distale orientable à l'aide d'une poignée de commande similaire à celle d'un endoscope flexible. Ce guide dispose de quatre canaux (deux de 6mm et deux de 4mm). Un endoscope flexible de faible diamètre (inférieur à 6 mm) est alors inséré par un des canaux pour permettre l'illumination et le retour visuel. Les autres canaux sont disponibles pour l'utilisation d'instruments classiques de gastroentérologie ou d'instruments spécifiques développés par la société USGI tels que le *g-Prox* (outil multi-fonction permettant de suturer ou de pincer un tissu avec une force supérieure aux pinces classiques).



(a) (b)

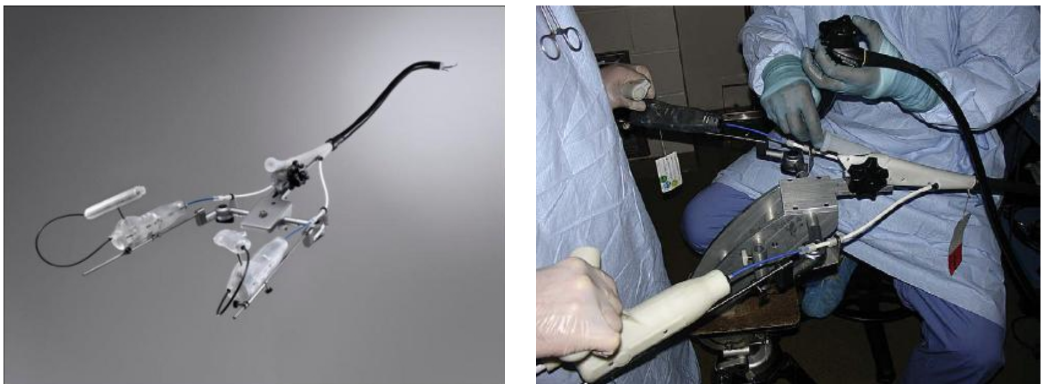
FIGURE 1.14 – (a) Système *Transport* de la société USGI utilisant la technologie *ShapeLock*, (b) vue rapprochée de la partie distale du système *Transport* faisant apparaître les canaux opérateurs.

Dans [SKP$^+$05], un autre prototype de la société USGI appelé *Cobra* est présenté (Fig. 1.15). Ce guide flexible rigidifiable dispose de trois canaux opérateurs de 5,5mm de diamètre ayant des mobilités propres. L'un des canaux sert au passage d'un endoscope de faible diamètre pour la visualisation et les deux autres permettent le passage d'instruments.

(a) (b)

FIGURE 1.15 – (a) Prototype *Cobra* de la société USGI utilisant la technologie *ShapeLock* et disposant de 3 canaux articulés, (b) vue endoscopique du prototype *Cobra* lors d'une expérience *in vivo*.

La société Boston Scientific propose un prototype appelé Direct Drive Endoscopic System (DDES) [TRRS09]. Le système est composé d'un guide flexible avec une section distale orientable. Ce guide dispose de trois canaux pouvant accueillir un vidéoendoscope de faible diamètre (6mm) et deux instruments de 4mm de diamètre. L'orientation de la section distale du guide est réalisée par l'actionnement de molettes situées sur sa poignée comme pour un endoscope classique. Les instruments sont constitués d'une poignée de commande ergonomique et d'une longue gaine flexible avec en son bout une section flexible orientable selon 2 degrés de liberté et un outil spécifique. Chaque poignée contient les mécanismes permettant de commander la section flexible distale et est montée sur un rail (Fig. 1.16) en liaison pivot glissant de manière à pouvoir réaliser l'enfoncement et la rotation propre de l'instrument.



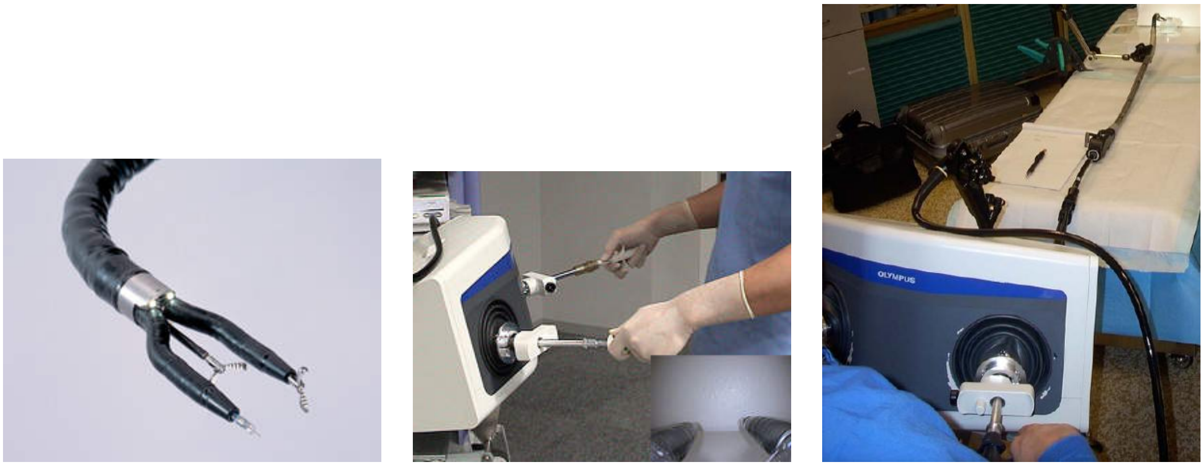
(a) (b)

FIGURE 1.16 – Prototype DDES de la société Boston Scientific.

Dans [SZS09], Spaun et Swanstrom évaluent le prototype de plateforme multitâches *Endosamurai* proposé par Olympus (Fig. 1.17). Ce prototype dispose d'une interface ergonomique qui transmet mécaniquement le mouvement de deux poignées aux deux outils articulés disposant de 5 degrés de liberté. Cette interface est conçue de manière à reproduire les mouvements des outils de laparoscopie. L'interface est reliée aux outils par un guide flexible de 15mm de diamètre dont la section distale est orientable par un système de molettes comme pour un endoscope classique. Le guide flexible dispose, en plus des deux bras articulés, d'un canal opérateur classique supplémentaire et d'une caméra CCD. Les deux bras peuvent être rapprochés lors de la phase d'insertion du système ou écartés pour offrir une meilleure triangulation. Olympus propose également d'utiliser un overtube rigidifiable pour améliorer la stabilité du système.

La société *Karl Storz* a également développé, au cours de ces dernières années, un prototype de plate-forme dédié aux opérations transluminales. Le développement du prototype s'est fait dans le cadre du projet ANUBIS du pôle de compétitivité "Innovations Thérapeutiques" en partenariat avec l'équipe robotique du LSIIT ainsi que l'équipe médicale de l'IRCAD [2] pour réaliser les tests et fournir un retour sur les améliorations à apporter au système. Le système final, nommé *Anubiscope*, est présenté en Fig. 1.18. Le système est composé d'un guide flexible de 16mm de diamètre avec une section distale orientable à partir d'une poignée disposant de molettes à la manière d'un

2. Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif



(a) (b) (c)

FIGURE 1.17 – Prototype de plate-forme multitâches *Endosamurai* développé par Olympus. (a) Extrémité distale du système esclave, (b) interface maître, (c) vue du système complet.

endoscope classique. Le guide dispose de deux canaux opérateurs de 4,2mm et d'un troisième de 3,2mm, d'une caméra CCD et de deux ailes rétractables. Les ailes, lorsqu'elles sont fermées, facilitent l'insertion du guide dans l'œsophage du patient. Lorsqu'elles sont au contraire ouvertes, elles permettent de créer un espace de travail en poussant les organes voisins. Les canaux de 4,2mm permettent le passage d'instruments spécifiques. Ces instruments disposent d'une section distale flexible à un degré de liberté. Cette section est actionnée à l'aide du pouce par une gâchette située au-dessus de la poignée de l'instrument (Fig. 1.18.(b)). La gâchette située en-dessous de la poignée permet l'actionnement de l'effecteur à l'aide de l'index. Les mobilités supplémentaires des outils sont obtenues directement par l'insertion et la rotation des instruments. Les ailes guident les instruments en sortie de canal de manière à écarter les outils de la position centrale et permettent ainsi la triangulation.

1.4.2 Systèmes robotiques

Les systèmes mécaniques précédents permettent d'augmenter le nombre de degrés de liberté par rapport à un simple endoscope. Toutefois, le contrôle manuel de ces systèmes devient très problématique. Afin de résoudre ce problème, des solutions robotiques ont été proposées.

Systèmes télémanipulés

Hattori et al. de l'université de Jikey (Tokyo, Japon) ont réalisé en 2002 [HSS$^+$06] un prototype robotique pour la chirurgie abdominale par voie transluminale. Le système est constitué de deux forceps télémanipulés attachés de part et d'autre d'un endoscope

FIGURE 1.18 – Le prototype Anubiscope de la société Karl Storz.

flexible classique (Fig. 1.19). Le fléchissement d'un bras selon deux degrés de liberté est réalisé au moyen de trois câbles amenés le long de l'endoscope par un tube métallique élastique.

FIGURE 1.19 – Prototype de l'université de Jikey (Tokyo, Japon).

Low et al. [LTT$^+$06] de l'université de Nanyang (Singapour) proposent également d'attacher deux bras robotiques télémanipulés à un endoscope flexible (Fig. 1.20.(b) et Fig. 1.20.(c)). Les bras sont composés de cinq articulations discrètes (Fig. 1.20.(d)) dont l'agencement permet d'imiter les mouvements d'un bras humain. Un degré de liberté supplémentaire permet l'actionnement de l'outil (ouverture/fermeture d'une pince, de ciseaux). Le mouvement est transmis aux différentes articulations à l'aide de câbles de Bowden. Pour manipuler les instruments, une interface maître de type exosquelette est proposée (Fig. 1.20.(a)). Etant donnée la ressemblance de l'esclave avec le bras humain, les données anthropomorphiques du bras du chirurgien sont utilisées pour définir la position de chaque articulation du bras robotique.

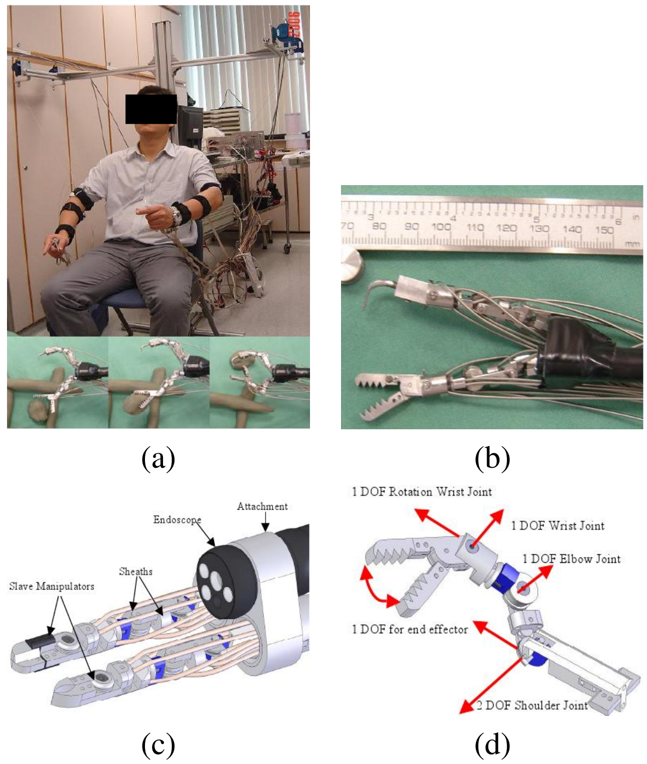


FIGURE 1.20 – Prototype de l'université de Nanyang (Singapour).

Dans [ABRP07], le système ViaCath de la société EndoVia est présenté. Le système consiste en deux instruments articulés télémanipulés utilisés conjointement avec un endoscope flexible. Les deux instruments sont longs et flexibles. Ils sont amenés sur le site chirurgical le long d'un gastroscope standard (voir Fig. 1.21.(c)). Ils disposent de deux sections distales orientables selon deux directions (la section proximale mesure 1cm, la section distale mesure 2,5 cm) leur conférant ainsi 4 degrés de liberté auquels il faut ajouter la rotation propre et l'enfoncement de l'instrument ainsi que l'actionnement de la pince. Les 7 moteurs nécessaires à l'actionnement d'un instrument sont disposés dans un pack standard (voir Fig. 1.21.(a)) initialement développé pour le système Laprotek, un robot chirurgical téléopéré pour la chirurgie laparoscopique. Le mouvement est alors transmis à l'instrument au moyen d'une transmission à câbles et de connecteurs mécaniques rapides (Fig. 1.21.(a) et (b)).

Systèmes coopératifs

Le système NES de la société *Neoguide Systems* (Fig. 1.22) a été conçu pour l'assistance à la colonoscopie afin d'éviter la formation de boucles lors de l'insertion de

(a)
(b)
(c)

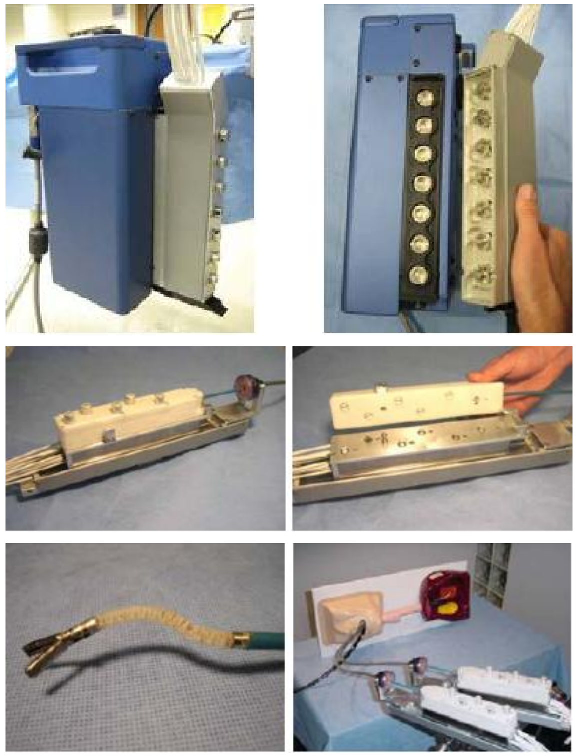
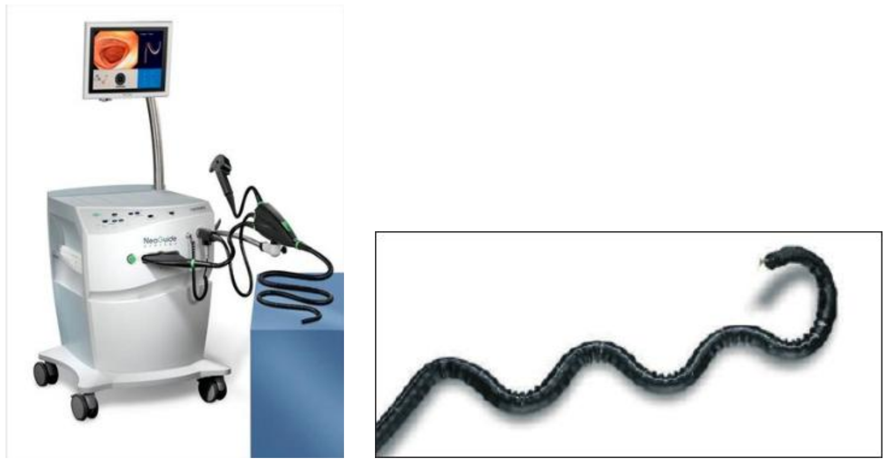


FIGURE 1.21 – Système ViaCath de la société EndoVia (a). Pack de 7 moteurs avec un connecteur rapide pour la transmission à câbles. (b) Connecteur mécanique rapide pour la transmission du mouvement à l'outil depuis le pack moteur. (c) Outils à 7 degrés de liberté.

l'endoscope flexible [Bel07]. Le système est composé d'une chaîne de sections flexibles commandables indépendamment. La section distale est commandée par le praticien à l'aide d'un joystick. L'enfoncement est réalisé manuellement. Le système mesure la profondeur d'insertion et la position de la section distale. Les sections suivantes sont alors contrôlées automatiquement de manière à ce que l'endoscope suive le chemin défini par la première section.

On trouve également dans le milieu universitaire des développements de système d'assistance à la colonoscopie. Deux axes de recherche sont essentiellement abordés. Le premier axe consiste à automatiser la déflexion de la partie distale d'un colonoscope. En général, une nouvelle conception de la tête flexible est proposée. Dans [FGK+94][MPL+02], trois ressorts en alliage à mémoire de forme disposés autour de l'épine dorsale de la tête flexible sont utilisés pour obtenir la déflexion. Une autre méthode consiste à utiliser trois chambres à air (en lieu et place des ressorts à alliage à mémoire de forme) dont la longueur varie en fonction de la pression de l'air [CPR+02]. Chen et al. [CPR09] proposent alors de minimiser les contacts avec le côlon en maintenant automatiquement la tête de l'endoscope flexible au centre du côlon pendant son insertion. La position relative de la tête flexible par rapport à la paroie du côlon est



(a) (b)

FIGURE 1.22 – Système NES de la société *Neoguide Systems*.

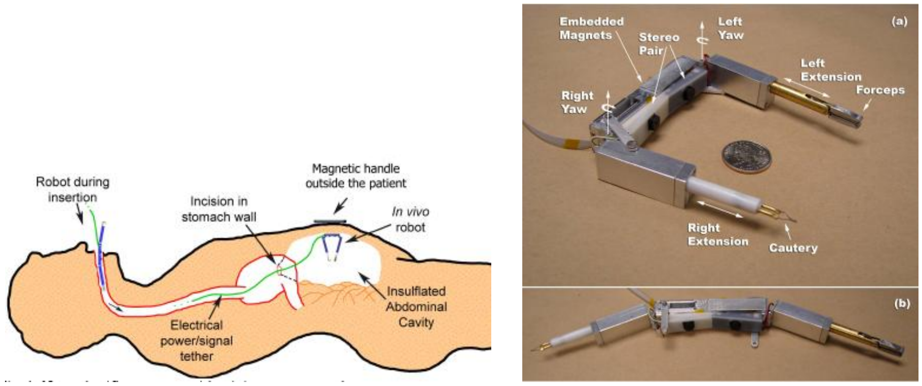
obtenue à l'aide de trois capteurs optiques de position disposés autour de la tête flexible.

Approche par robots miniatures

Le deuxième axe concerne le développement de robot miniature autopropulseur capable de se déplacer dans le colon. La méthode de propulsion généralement envisagée est proche de celle du ver de terre qui tend et détend les sections de son corps pour avancer dans la terre. Cette approche nécessite de pouvoir s'accrocher à la paroi du colon. L'accroche peut être obtenue soit par friction à l'aide de ballons à expansion radiale [SBG95] ou soit par suction [AK00] [MAP$^+$01].

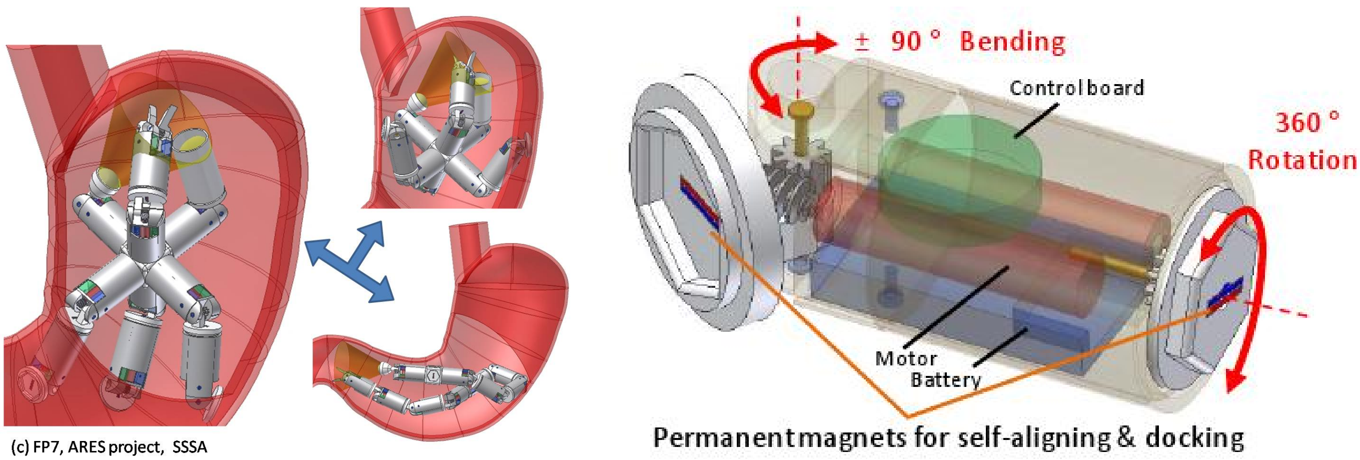
Dans [LWD$^+$08], Lehman et al. de l'université du Nebraska proposent une approche différente à la chirurgie transluminale ne reposant pas sur l'utilisation d'un guide flexible. Le système présenté est un robot miniature complètement introduit dans la cavité abdominale par voie transluminale. Le robot dispose de deux bras à 3 degrés de liberté (Fig. 1.23). Le robot est maintenu contre la paroi abdominale grâce à la présence d'aimants dans la structure du robot ainsi que dans la poignée de commande posée sur l'abdomen du patient.

Les projets européens ARES [ARE] 2006/2009 (Assembling Reconfigurable Endoluminal Surgical system) et ARAKNES [ARA] 2008/2012 (Array of Robots Augmenting the KiNematics of Endoluminal Surgery) ont pour objectif de développer des solutions robotiques à la chirurgie endoluminale de l'estomac. La solution envisagée est un robot reconfigurable [MVHD08]. 10 à 15 modules pourront être ingérés par le patient. Ces modules seront assemblés une fois dans l'estomac de manière à former le robot adéquat pour la tâche à réaliser (Fig. 1.24). Dans [NAN07], l'assemblage automatique des modules est rendu possible par l'utilisation d'aimants.



(a) (b)

FIGURE 1.23 – Robot miniature de l'université du Nebraska.



(a) (b)

FIGURE 1.24 – Projet ARAKNES. (a) Système chirurgical endoluminal reconfigurable par assemblage de modules. (b) Module d'articulation à 2 DDL.

1.5 Objectifs du travail présenté

1.5.1 Assistance robotique

Les solutions robotiques présentées précédemment permettent d'augmenter les mobilités des outils endoscopiques et d'améliorer leur manipulabilité au moyen d'un schéma de télémanipulation. Cependant, même avec la plus value apportée par ces solutions, certains problèmes ne sont pas résolus.

En effet, le contrôle des mouvements du système reste entièrement à la charge du chirurgien. Si l'environnement sur lequel il doit opérer est soumis à des mouvements physiologiques, la réalisation de la tâche chirurgicale peut devenir complexe. Le chirurgien doit alors synchroniser ses gestes avec les mouvements de l'environnement. Cet exercice augmente sensiblement la difficulté de l'opération, la concentration requise et donc la fatigue du chirurgien. Il serait donc intéressant de réaliser la synchronisation de manière automatique et transparente pour le chirurgien. À notre connaissance, aucun travail n'a porté sur le développement de modes d'assistance autonome en chirurgie transluminale, ni en endoscopie flexible.

Assistance autonome en chirurgie laparoscopique

En revanche, un certain nombre de travaux d'automatisation de gestes ont été proposés dans le cadre de la chirurgie laparoscopique c'est à dire de l'endoscopie rigide. Du fait des similitudes entre ces approches (utilisation d'un retour visuel, contraintes de mouvements, environnement identique), il était intéressant de positionner notre problématique par rapport à ces travaux. Nous en donnons ici un aperçu. Deux tâches automatiques robotisées ont principalement été proposées : le positionnement de caméras et le positionnement d'instruments.

Positionnement automatique de la caméra endoscopique Casals et al. [CAPL95] ont proposé un système autonome de positionnement de la caméra endoscopique permettant de libérer le chirurgien de la tâche de commande des mouvements de l'assistant. Ce système détecte les instruments de chirurgie dans les images endoscopiques et décide de modifier la position de l'endoscope pour recentrer les instruments dans les images. Les mouvements détectés de l'instrument sont filtrés pour éviter les petits déplacements rapides de la caméra et des mouvements cycliques autour d'une position moyenne. Le système a été étendu à l'utilisation de plusieurs instruments chirurgicaux : le centrage de l'image se fait alors sur l'instrument le plus actif tout en conservant le second instrument dans le champ de vision [CAL96].

Dans sa thèse, S. Voros [Vor06] propose des commandes haut niveau pour les robots porte-endoscope permettant de remplacer un assistant porte optique. Une analyse des besoins a montré l'intérêt de pouvoir suivre les instruments avec l'endoscope. Une méthode de détection et de localisation des instruments est également proposée.

Positionnement automatique des instruments Taylor et al. [TFE+95] ont proposé de guider un instrument de chirurgie a partir des images endoscopiques. Le problème est donc inversé par rapport aux travaux précédents : la tâche consiste à commander l'instrument tandis que l'endoscope reste immobile. De plus, le positionnement de l'instrument se fait non pas par rapport a la caméra endoscopique, mais par rapport a des organes. Le chirurgien définit une cible dans l'image au moyen d'une télécommande. Deux images sont alors acquises en effectuant un faible déplacement de l'endoscope. La position 3D de la cible à atteindre est alors déterminée par triangulation.

D'autres travaux ont été menés dans le but d'automatiser les déplacements des instruments chirurgicaux. Krupa et al. [KGD+03] ont proposé un système permettant de ramener automatiquement l'instrument de chirurgie au centre des images endoscopiques et de le positionner à une distance désirée des organes et ce même lorsque l'instrument n'est plus visible dans l'image endoscopique. Un porte-instrument a été développé pour projeter un spot laser dans l'axe de l'instrument. La première tâche consiste à amener le spot laser à une position spécifiée dans l'image endoscopique par le chirurgien au moyen d'un asservissement visuel 2D. De plus, l'instrument embarque des marqueurs lumineux. Une mesure de la distance entre la pointe de l'instrumentation et l'organe peut alors être obtenus en effectuant le bi-rapport de quatre points (les marqueurs de l'instrument et le spot projeté). Un deuxième asservissement visuel 2D permet alors de maintenir l'instrument à la distance désirée de l'organe. L'asservissement visuel de l'instrument permet d'éviter les contacts avec les organes lors des mouvements physiologiques. Cependant, la faible bande passante du système robotique utilisé, un bras AESOP de ***Computer Motion***, ne permet pas un suivi précis et rapide de ces mouvements.

Afin de pouvoir suivre les mouvements des organes induit par la respiration avec ce système limité, Ginhoux et al. [GGdM$^+$05] ont proposé d'utiliser une loi de commande répétitive basée sur le correcteur GPC permettant de prendre en compte la périodicité des mouvements de organes. L'objectif est de fournir une compensation automatique des mouvements physiologiques pour permettre au chirurgien de travailler sur un patient virtuellement immobile.

1.5.2 Stabilisation active d'un endoscope flexible

Au vu des difficultés auxquelles sont confrontés les praticiens dans la manipulation des endoscopes flexibles, nous souhaitons apporter une aide à la réalisation des gestes chirurgicaux effectués avec ces dispositifs. Nous proposons, dans ce travail de thèse, de stabiliser automatiquement la tête de l'endoscope flexible par rapport à la zone à traiter malgré les perturbations induites par les mouvements physiologiques du patient, l'interaction des instruments avec l'environnement ou les mouvements appliqués sur le corps de l'endoscope.

La problématique est proche de celle traitée par Ginhoux et al. [GGdM$^+$05] en chirurgie laparoscopique. Nous nous sommes donc inspiré dans un premier temps de ces travaux.

Notre application diffère tout de même sur un certain nombre de points par rapport aux travaux de Ginhoux et al. en endoscopie rigide :

– Le système de vision est embarqué. Les déplacements de l'endoscope flexible entraîne une modification des perturbations apparentes dans l'image endoscopique.
– L'endoscope flexible n'est pas un robot rigide. Les méthodes traditionnelles d'obtention des modèles géométriques et cinématiques ne sont pas applicables.
– La transmission à câble introduit des jeux ce qui complique la commande du système.

Les développements présentés dans la suite du manuscrit sont effectués sur un gastroscope conventionnel sans outils articulés dans le but de montrer la faisabilité de l'approche. Toutefois, les méthodes proposées seront transposables à des systèmes plus complexes comportant des degrés de liberté additionnels, tels que ceux vus dans la section 1.4.

Chapitre 2

Modélisation mécanique et de la partie vision d'un endoscope flexible motorisé

Sommaire

2.1 Motorisation d'un endoscope flexible 34

2.2 Modèle cinématique de l'extrémité distale d'un endoscope flexible . . . 37

2.2.1 Modèle géométrique direct 37

2.2.2 Modèle cinématique direct 41

2.3 Validation du modèle 42

2.4 Modélisation géométrique et dynamique de la partie vision 46

2.4.1 Modèle de la caméra 46

2.4.2 Modèle de la boucle d'asservissement visuel 49

2.4.3 Extraction des informations visuelles 51

2.5 Conclusion 53

Nous consacrons ce chapitre à la modélisation de notre prototype d'endoscope motorisé en vue d'effectuer la compensation de mouvement physiologique par asservissement visuel. L'endoscope flexible utilisé est un modèle standard de la société Karl Storz dont la commande manuelle de la déflexion de la partie distale est remplacée par des moteurs. Comme nous le verrons aux chapitre 3 et 4, la modélisation du fonctionnement du dispositif est une étape primordiale pour la synthèse de correcteurs performants.

Nous présentons tout d'abord le fonctionnement de l'endoscope flexible ainsi que sa motorisation. Nous développons ensuite le modèle géométrique et cinématique de la tête flexible permettant d'exprimer la position (dans un repère de base de la tête flexible) ainsi que la vitesse de la caméra endoscopique en fonction de la position des moteurs.

Enfin, nous présenterons le modèle complet de la boucle d'asservissement visuel faisant apparaître le modèle cinématique du robot ainsi que la matrice d'interaction reliant la vitesse de la cible dans l'image au torseur cinématique de la caméra.

2.1 Motorisation d'un endoscope flexible

Notre prototype d'endoscope robotisé est basé sur un gastroscope à un canal opérateur Karl Storz 13801PKS. La partie insérable de l'endoscope est longue de 110cm pour un diamètre de 9,5mm. L'endoscope dispose d'un canal opérateur de 2.8mm de diamètre. Le champ de vision du système optique est de 140°. La déflexion de l'extrémité distale se fait selon deux directions orthogonales à l'aide de deux câbles passant au travers du corps de l'endoscope. Chaque câble est relié par une poulie à une molette sur la poignée de commande (voir Fig. 2.2). Les angles de déflexion de la tête flexible sont de 200° vers le haut, de 100° vers le bas, de 120° vers la gauche, et de 120° vers la droite (voir Fig. 2.1).

(a) (b)

FIGURE 2.1 – (a) Gastroscope *Karl Storz 13801PKS* accompagné de la source de lumière et de l'unité Telecam SL de traitement vidéo. (b) Angles de déflexion de la tête flexible. Images issues de la documentation en ligne [STO].

La poignée ne contient pas uniquement la connexion entre les molettes et les câbles. Elle dispose également de boutons pour contrôler l'aspiration ou l'insufflation d'air et l'irrigation au travers de l'endoscope (voir Fig. 2.3). Pour assurer ces fonctionnalités, l'étanchéité de la poignée doit être préservée. Nous avons donc choisi de motoriser la déflexion de la partie distale de l'endoscope en préservant la structure de la poignée de l'endoscope.

Les molettes sont montées à l'extérieur de la poignée sur deux arbres coaxiaux. Les arbres coaxiaux font le lien entre les molettes à l'extérieur de la poignée et les poulies entraînant les câbles à l'intérieur de la poignée. Dans notre système motorisé, les molettes de commande ont été remplacées par deux moteurs rotatifs à arbre creux. En utilisant des moteurs à arbre creux, il est possible de réaliser l'assemblage sans ajouter d'engrenages (voir Fig. 2.5). De cette manière, nous évitons d'ajouter des jeux au système. Les moteurs doivent également fournir un couple suffisant pour atteindre les

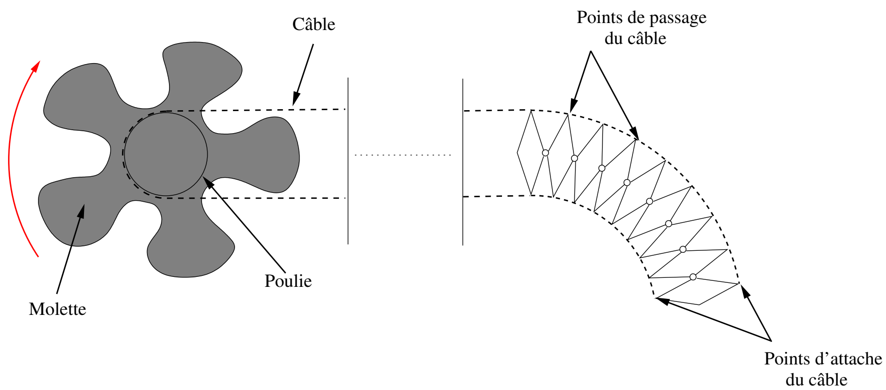


FIGURE 2.2 – Vue schématique de la déflexion de l'extrémité distale selon 1 degré de liberté par transmission à câble.

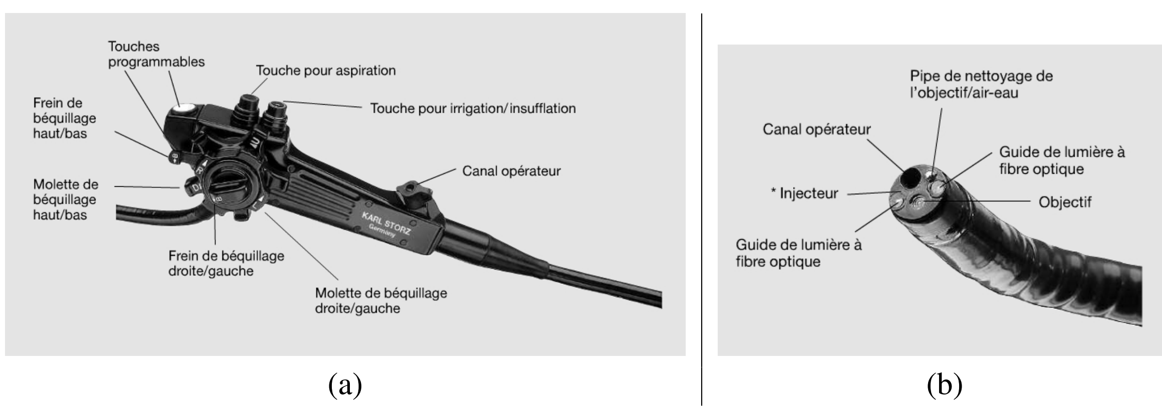


FIGURE 2.3 – (a) Poignée de commande de l'endoscope flexible munie des deux molettes de déflexion ainsi que de deux boutons assurant les fonctionnalitées d'aspiration ou d'insufflation d'air et d'irrigation. (b) Vue de la tête de l'endoscope. Images issues de la documentation en ligne de Karl Storz [STO].

positions extrêmes de l'espace de travail. En effet, pour assurer l'étanchéité de l'endoscope flexible la tête flexible est enrobée d'une gaine élastique. Cette gaine tend à ramener la tête flexible en position tendue et oppose une résistance lorsqu'on fléchit la tête. Le tableau 2.1 présente les mesures de couples maximaux pour notre endoscope dans différentes configurations.

	droite	gauche	bas	haut
sans outil	0,4	0,41	0,29	0,41
avec un outil	0,79	0,617	0,54	0.94

TABLE 2.1 – Mesure du couple maximal (exprimé en Nm) nécessaire pour atteindre les positions extrêmes de l'espace de travail selon les quatre directions avec ou sans outil dans le canal opérateur.

Des moteurs Harmonic Drive FHA-8C (figure 2.4) avec un rapport de réduction de 50 équipés de codeurs incrémentaux ont été sélectionnés.

FIGURE 2.4 – Moteur rotatif à arbre creux *Harmonic Drive FHA-8C*.

Les moteurs sont commandés en vitesse à l'aide de variateurs Harmonic Drive SC-610. La vitesse maximale en sortie est de 120 tr/min. Chaque arbre ayant un débattement d'un demi-tour, l'espace de travail peut être couvert en un quart de seconde ce qui est suffisant pour l'application visée.

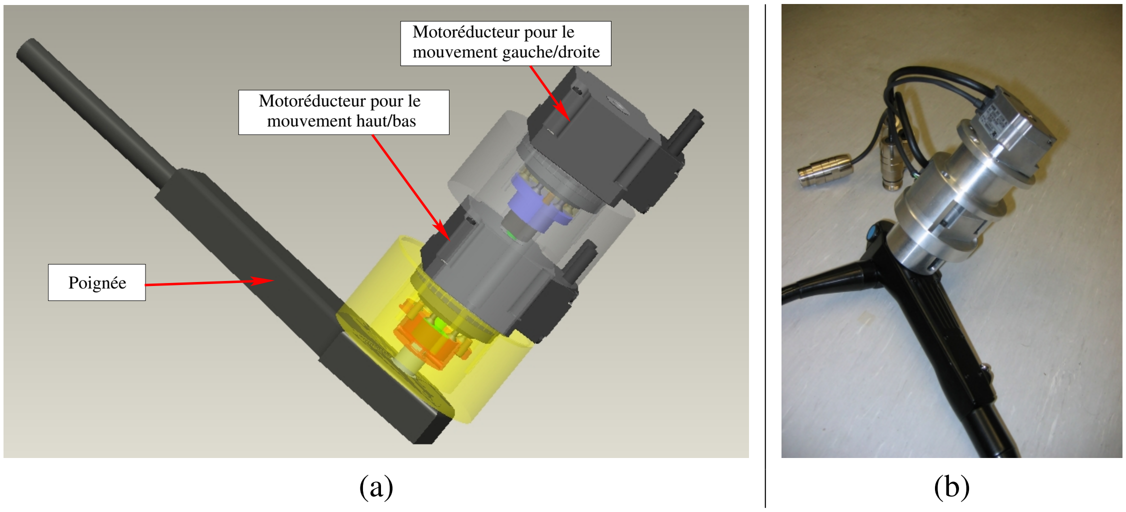


FIGURE 2.5 – (a) Schéma CAO de montage de la motorisation. (b) Réalisation.

2.2 Modèle cinématique de l'extrémité distale d'un endoscope flexible

La tête flexible de l'endoscope est constituée de multiples vertèbres empilées dont la position n'est définie que par deux câbles. Chaque câble est attaché en deux points de part et d'autre de l'extrémité de la tête flexible et est relié à la poignée de commande au moyen d'une poulie (voir Fig. 2.2 pour une vue schématique à un câble). Ce type de liaisons est décrit dans la littérature sous le nom de liaisons continues (continuum) [RD99]. Les liaisons continues ont fait leur apparition dans de nombreux projets visant à reproduire les mouvements de certains animaux tels que le corps d'un serpent, la trompe d'un éléphant ou les tentacules d'une pieuvre [Buc02][HW01][MJC$^+$06][Sim05].

Les méthodes de modélisation classiques développées pour les robots à liaisons discrètes ne sont pas directement applicables aux robots continuums. Néanmoins, des adaptions existent dans la littérature. Par exemple, dans [JW06] une modification de la convention de Denavit-Hartenberg est proposée utilisant des paramètres interdépendants pour modéliser un robot continuum à plusieurs sections. Nous présentons ici une approche géométrique directe pour obtenir le modèle de la tête flexible de l'endoscope.

2.2.1 Modèle géométrique direct

La tête flexible de l'endoscope est composée d'une section flexible de longueur L_f sur son axe puis d'une section rigide à son extrémité distale. Nous considérons la section flexible comme inextensible, c'est à dire que la longueur de son axe ne change pas lors de la flexion. La caméra endoscopique est embarquée à l'extrémité de la section rigide à une distance L_t de la section flexible (voir Fig. 2.6). Un repère de référence $\mathcal{F}_b$ a été

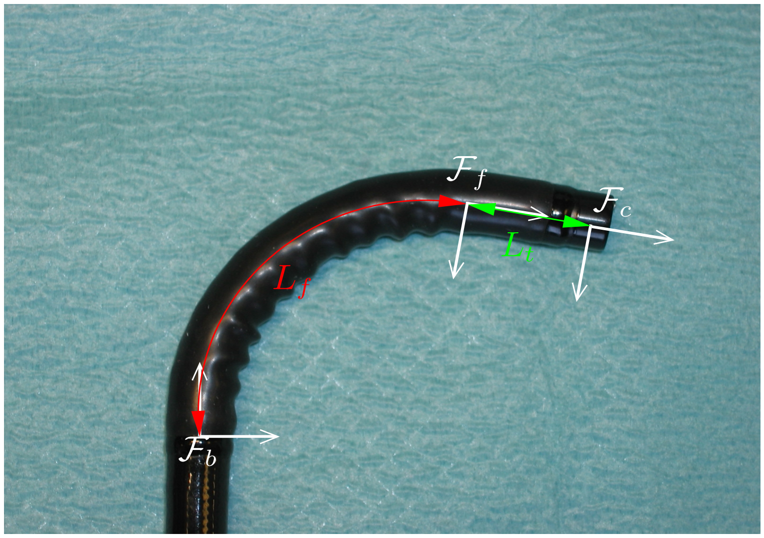


FIGURE 2.6 – Photo de la tête flexible de l'endoscope.

attaché à la base de la section flexible en son centre, avec $\vec{i}_b$ et $\vec{j}_b$ pointant dans la direction des points d'attache des câbles (voir Fig. 2.7). La position de ce repère n'est pas contrôlable et reste généralement fixe pendant l'opération. Le repère $\mathcal{F}_c$ est attaché à la caméra endoscopique avec $\vec{k}_c$ perpendiculaire au plan image et $\vec{i}_c$ dans la direction de l'axe X de l'image.

Nous nous intéressons à la relation entre la position des moteurs rotatifs $\mathbf{q} = [q_1\ q_2]^{\mathrm{T}}$ et la transformation homogène

$$^{\mathbf{b}}\mathbf{T}_{\mathbf{c}} = \begin{bmatrix} ^{\mathbf{b}}\mathbf{R}_{\mathbf{c}} & ^{\mathbf{b}}\mathbf{t}_{\mathbf{c}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}$$

exprimant la pose du repère de la caméra $\mathcal{F}_c$ dans le repère de référence $\mathcal{F}_b$. Appelons Π le plan de courbure de la section flexible (voir Fig. 2.8). On définit α comme étant l'angle entre le repère $\mathcal{F}_b$ et Π, et β est l'angle de courbure dans Π (voir Fig. 2.9). Pour notre endoscope, la transformation entre les deux repères $\mathcal{F}_b$ et $\mathcal{F}_c$ lorsque la tête flexible est en position tendue se résume à une translation selon $\vec{k}_b$.

La matrice de rotation $^{\mathbf{b}}\mathbf{R}_{\mathbf{c}}$ est alors définie par une rotation d'angle β autour du vecteur normé $\mathbf{u}$ normal au plan Π (cf fig. 2.8).

La rotation d'un angle θ autour d'un vecteur $\mathbf{v} = [x\ y\ z]^{\mathrm{T}}$ normé passant par l'origine est donnée par la formule de Rodrigues [MLS94]

$$\mathbf{R}_{\mathbf{v}\theta} = \mathbf{I} + s\theta\,[\mathbf{v}]_{\times} + (1 - c\theta)\,[\mathbf{v}]_{\times}^2 \tag{2.1}$$

avec $c\theta = \cos(\theta)$ et $s\theta = \sin(\theta)$ et où $[\mathbf{v}]_{\times}$ est la matrice antisymétrique de pré-produit vectoriel de $\mathbf{v}$.

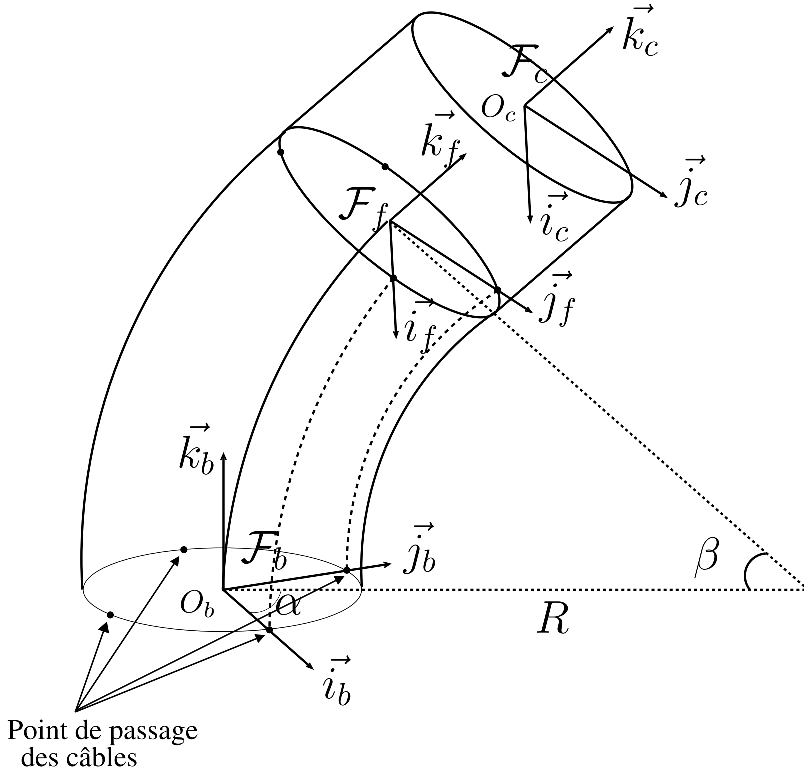


FIGURE 2.7 – Vue 3D de la tête flexible.

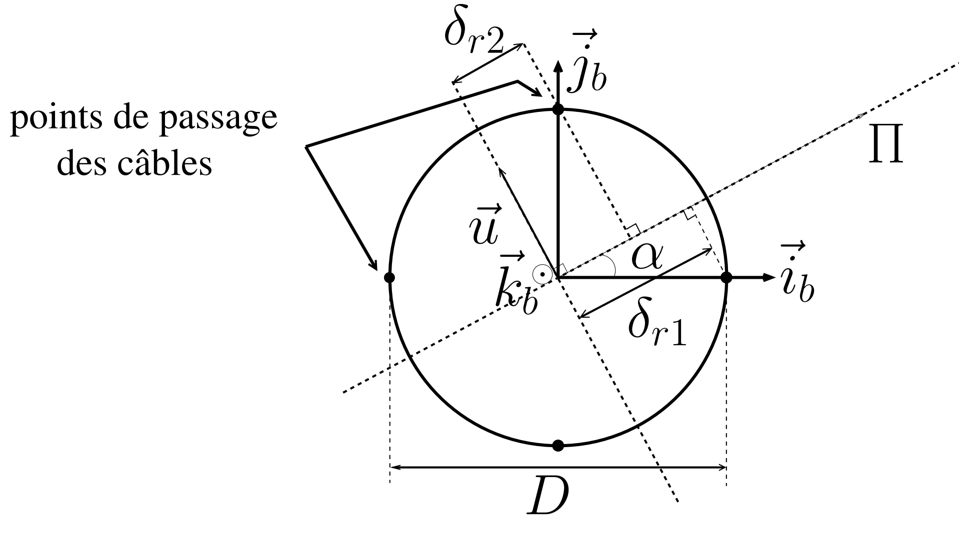


FIGURE 2.8 – Vue de dessus de la base de la partie flexible.

Le vecteur $\mathbf{u}$ s'écrit $[-s\alpha\ c\alpha\ 0]^{\mathrm{T}}$, et on obtient donc pour ${}^{\mathbf{b}}\mathbf{R_c}$

$$
{}^{\mathbf{b}}\mathbf{R_c} = \begin{pmatrix} s^2\alpha + c\beta c^2\alpha & -s\alpha c\alpha(1-c\beta) & c\alpha s\beta \\ -s\alpha c\alpha(1-c\beta) & c^2\alpha + c\beta s^2\alpha & s\alpha s\beta \\ -c\alpha s\beta & -s\alpha s\beta & c\beta \end{pmatrix}. \tag{2.2}
$$

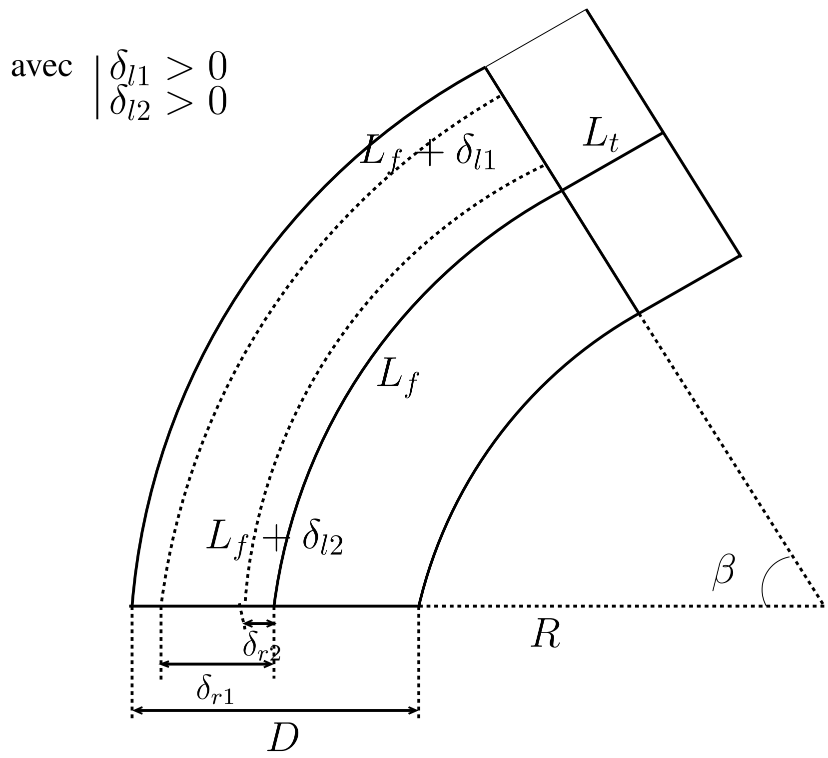


FIGURE 2.9 – Projection orthogonale dans le plan de courbure Π.

Le vecteur de translation ${}^{\mathbf{b}}\mathbf{t_c}$ est donné par

$$
{}^{\mathbf{b}}\mathbf{t_c} = \begin{pmatrix} \left[L_t s\beta + \frac{L_f}{\beta}(1 - c\beta)\right] c\alpha \\ \left[L_t s\beta + \frac{L_f}{\beta}(1 - c\beta)\right] s\alpha \\ L_t c\beta + \frac{L_f}{\beta} s\beta \end{pmatrix}. \tag{2.3}
$$

Le lien entre un moteur et le câble correspondant est assuré par une poulie de rayon R_p. Les câbles sont guidés à la circonférence de part et d'autre de la tête flexible (voir Fig. 2.7). À des fins de modélisation, les câbles seront supposés inextensibles. Au repos ($\mathbf{q} = [q_{10}\ q_{20}]^{\mathrm{T}}$), lorsqu'aucune force n'est appliquée sur les câbles, la tête flexible de l'endoscope est en position tendue. Une rotation d'angle $\delta_{qi} = q_i - q_{i0}$ de la poulie p_i agit sur le câble c_i et modifie la distribution de la longueur de câble le long de la section flexible. La modification de longueur est donnée par :

$$
\delta_{li} = R_p \delta_{qi},\ \forall i \in \{1, 2\}. \tag{2.4}
$$

La distribution de longueur des deux câbles δ_{l1} et δ_{l2} peut être reliée aux angles α et β en utilisant δ_{r1} et δ_{r2} comme le montrent les figures 2.8 et 2.9 :

$$
\delta_{r1} = -\frac{D}{2} cos(\alpha), \delta_{r2} = -\frac{D}{2} sin(\alpha)
$$

et

$$L_f + \delta_{li} = \frac{L_f}{R}(R + \delta_{ri}) \Rightarrow \delta_{li} = \frac{L_f}{R}\delta_{ri},\ i \in \{1,2\}$$

où R est le rayon de courbure dans le plan Π. Comme

$$\beta = \frac{L_f}{R},$$

on obtient

$$\delta_{l1} = -\frac{D}{2}\beta cos(\alpha),$$

$$\delta_{l2} = -\frac{D}{2}\beta sin(\alpha),$$

puis

$$\beta = \frac{2}{D}\sqrt{\delta_{l1}^2 + \delta_{l2}^2} \tag{2.5}$$

et

$$\alpha = \arctan 2(\delta_{l2}, \delta_{l1}) \tag{2.6}$$

où $\arctan 2$ est la fonction inverse de tangente definie par

$$\arctan 2(y,x) = \begin{cases} \arctan(\frac{y}{x}) & si \quad x > 0 \\ \arctan(\frac{y}{x}) + \pi & si \quad x < 0. \end{cases}$$

Finalement, la transformation homogène ${}^{\mathbf{b}}\mathbf{T_c}(\mathbf{q})$ est obtenue à partir des équations (2.2), (2.3), (2.4), (2.5) et (2.6).

2.2.2 Modèle cinématique direct

Nous dérivons ici le modèle cinématique du système à partir du modèle géométrique obtenu à la section précédente.

Soient $\mathbf{\Theta} = [\alpha \ \ \beta]^{\mathrm{T}}$ et $\mathbf{\Delta_l} = [\delta_{l1} \ \ \delta_{l2}]^{\mathrm{T}}$. Le torseur cinématique du repère caméra ${}^c\mathcal{V}_c = [{}^{\mathbf{c}}\mathbf{V}_{(\mathbf{O_c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})} \ {}^{\mathbf{c}}\mathbf{\Omega}_{(\mathcal{F}_\mathbf{c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})}]^{\mathrm{T}}$ exprimé dans le repère de la caméra $\mathcal{F}_c$ est alors relié à la vitesse des actionneurs $\dot{\mathbf{q}}$ par

$${}^c\mathcal{V}_c = \mathbf{J_q}\dot{\mathbf{q}} \text{ avec } \mathbf{J_q} = \mathbf{J_\Theta}\frac{\partial\mathbf{\Theta}}{\partial\mathbf{\Delta_l}}\frac{\partial\mathbf{\Delta_l}}{\partial\mathbf{q}}.$$

A partir de l'équation (2.4), on obtient facilement

$$\frac{\partial\mathbf{\Delta_l}}{\partial\mathbf{q}} = \begin{pmatrix} R_p & 0 \\ 0 & R_p \end{pmatrix}.$$

En différenciant les équations (2.5) et (2.6), on obtient

$$\frac{\partial \boldsymbol{\Theta}}{\partial \boldsymbol{\Delta}_\mathbf{l}} = \begin{pmatrix} -\frac{\delta_{l2}}{\delta_{l1}^2+\delta_{l2}^2} & \frac{\delta_{l1}}{\delta_{l1}^2+\delta_{l2}^2} \\ \frac{2}{D}\frac{\delta_{l1}}{\sqrt{\delta_{l1}^2+\delta_{l2}^2}} & \frac{2}{D}\frac{\delta_{l2}}{\sqrt{\delta_{l1}^2+\delta_{l2}^2}} \end{pmatrix}.$$

Finalement, $\mathbf{J}_{\boldsymbol{\Theta}}$ est le Jacobien qui relie $\dot{\boldsymbol{\Theta}}$ au torseur cinématique de la caméra (${}^c\mathcal{V}_c = \mathbf{J}_{\boldsymbol{\Theta}}\dot{\boldsymbol{\Theta}}$). Pour la partie rotation du torseur cinématique, on a [SS00]

$$\left[{}^\mathbf{b}\boldsymbol{\Omega}_{(\mathcal{F}_\mathbf{c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})}\right]_\times = {}^\mathbf{b}\dot{\mathbf{R}}_\mathbf{c}{}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^\top = \frac{\partial {}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}}{\partial \alpha}{}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^\top \dot{\alpha} + \frac{\partial {}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}}{\partial \beta}{}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^\top \dot{\beta}.$$

Nous cherchons à exprimer le torseur cinématique dans le repère de la caméra $\mathcal{F}_c$:

$${}^\mathbf{c}\boldsymbol{\Omega}_{(\mathcal{F}_\mathbf{c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})} = {}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^{\top\mathbf{b}}\boldsymbol{\Omega}_{(\mathcal{F}_\mathbf{c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})}.$$

Pour la partie translation du torseur cinématique,

$${}^\mathbf{c}\mathbf{V}_{(\mathbf{O_c}/\mathcal{F}_\mathbf{b})} = {}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^\top\ {}^\mathbf{b}\dot{\mathbf{t}}_\mathbf{c} = {}^\mathbf{b}\mathbf{R}_\mathbf{c}^\top\left(\frac{\partial {}^\mathbf{b}\mathbf{t}_\mathbf{c}}{\partial \alpha}\dot{\alpha} + \frac{\partial {}^\mathbf{b}\mathbf{t}_\mathbf{c}}{\partial \beta}\dot{\beta}\right).$$

Finalement, en utilisant les expressions (2.2) et (2.3), on arrive à

$$\mathbf{J}_{\boldsymbol{\Theta}} = \begin{pmatrix} -\frac{L_f}{\beta}s\alpha(1-c\beta) - L_t s\alpha s\beta & \frac{L_f}{\beta^2}c\alpha(1-c\beta) + L_t c\alpha \\ \frac{L_f}{\beta}c\alpha(1-c\beta) + L_t c\alpha s\beta & \frac{L_f}{\beta^2}s\alpha(1-c\beta) + L_t s\alpha \\ 0 & \frac{L_f}{\beta}(1-\frac{s\beta}{\beta}) \\ -c\alpha s\beta & -s\alpha \\ -s\alpha s\beta & c\alpha \\ -1+c\beta & 0 \end{pmatrix}.$$

Les paramètres physiques R_p, D, L_f et L_t ont été mesurés sur le système et sont donc connus.

2.3 Validation du modèle

Afin de comparer le modèle proposé au fonctionnement réel de l'endoscope flexible, il est nécessaire de mesurer la transformation homogène entre le repère de base $\mathcal{F}_b$ et le repère de la caméra $\mathcal{F}_c$ sur la totalité de l'espace de travail.

Pour cela, une possibilité serait d'utiliser des capteurs de localisation magnétiques tels que les capteurs Aurora de la société NDI (Toronto, Canada). Cependant, cette stratégie nécessiterait une procédure de recalage complexe pour déterminer la position et l'orientation entre les capteurs et les repères de base et de la caméra.

Afin de simplifier la procédure, nous avons choisi d'utiliser directement la caméra embarquée comme capteur. Les images obtenues par la caméra endoscopique sont utilisées pour estimer la pose du repère de la caméra par rapport à un environnement calibré auquel est associé un repère $\mathcal{F}_{env}$. L'environnement est une boîte dont les faces

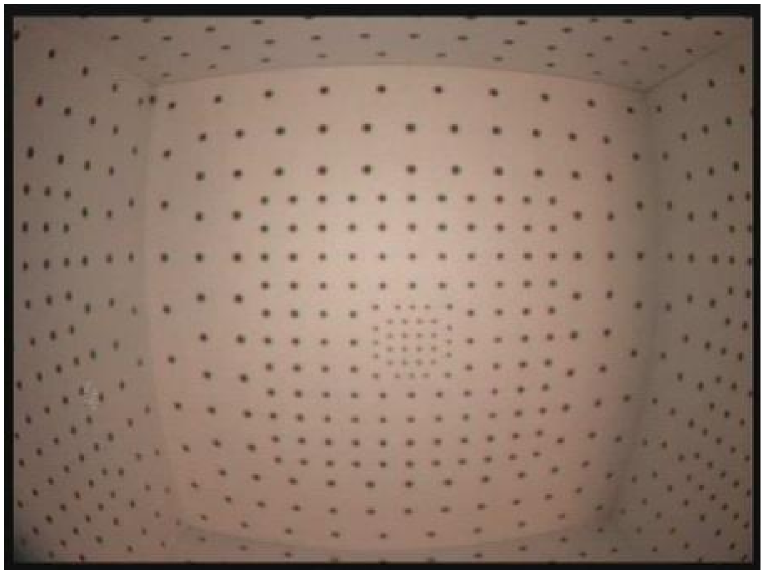


FIGURE 2.10 – Environnement calibré permettant la mesure de la position et de l'orientation de la caméra.

sont marquées de points noirs sur un fond blanc (voir Fig. 2.10). Pour obtenir des estimations métriques, la caméra a été soigneusement calibrée comme décrit dans la section 2.4.1.

La transformation homogène ${}^{\mathbf{env}}\mathbf{T_c}{}^{i}$ entre le repère de l'environnement et la caméra est estimée pour chaque image $\mathcal{I}_i$ obtenue pour la position moteur $\mathbf{q}_i$, pendant que la tête flexible parcourt son espace de travail. Une première estimation de la pose est obtenue en utilisant l'algorithme itératif proposé par Dementhon [DD95]. Elle est ensuite raffinée à l'aide de la technique d'Asservissement Visuel Virtuel proposée par Comport et al. [CMPC06]. La base de la tête flexible est maintenue dans une position fixe pendant toute la procédure.

A partir de ces données, nous cherchons à identifier la transformation homogène

$$
{}^{\mathbf{b}}\mathbf{T}_{\mathbf{env}}(t_x, t_y, t_z, \alpha_x, \alpha_y, \alpha_z) = \begin{bmatrix} {}^{\mathbf{b}}\mathbf{R}_{\mathbf{env}}(\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z) & {}^{\mathbf{b}}\mathbf{t}_{\mathbf{env}}(t_x, t_y, t_z) \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}
$$

entre le repère de base de la tête flexible et le repère de l'environnement où t_x, t_y, t_z sont les paramètres de translation et $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$ sont les trois angles d'Euler définissant la matrice de rotation selon la convention x-y-z. Il s'agit donc d'identifier les 6 paramètres de recalage. Pour ce faire, nous cherchons à minimiser la distance entre les positions mesurées et les positions prédites du repère de la caméra exprimées dans le repère de la base de la tête flexible $\mathcal{F}_b$. Nous utilisons la fonction de minimisation *fminsearch* disponible sous Matlab implémentant la méthode du simplexe [LRWW98]. Les estimations sont données par

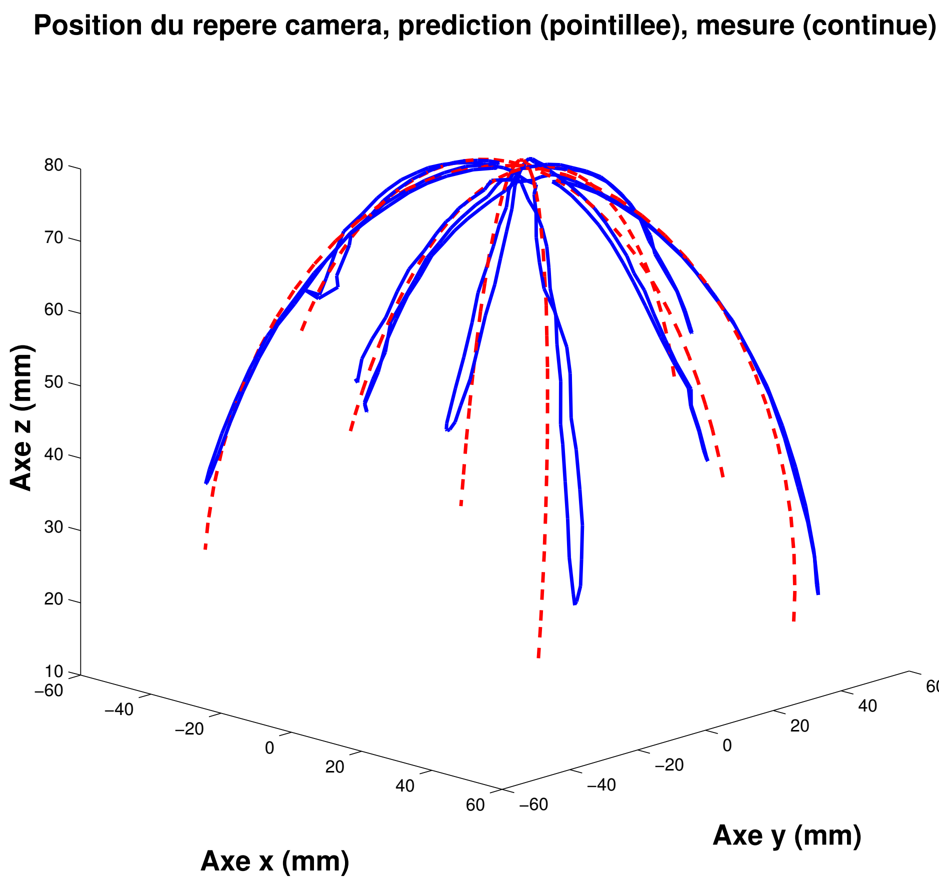


FIGURE 2.11 – Position de la caméra mesurée et prédite dans le plan de référence $\mathcal{F}_b$: vue 3D.

$$\min_{(t_x,t_y,t_z,\alpha_x,\alpha_y,\alpha_z)} \sum_i ||{}^{\mathbf{b}}\mathbf{R}_{\mathbf{env}}(\alpha_x,\alpha_y,\alpha_z)^{\mathbf{env}}\mathbf{t_c}^i + {}^{\mathbf{b}}\mathbf{t}_{\mathbf{env}}(t_x,t_y,t_z) - {}^{\mathbf{b}}\mathbf{t_c}(\mathbf{q}_i)||^2$$

Les Fig. 2.11 et Fig. 2.12 montrent les positions du repère caméra mesurées et celles obtenues en utilisant le modèle avec les paramètres de recalage estimés. La distance moyenne entre les mesures et les prédictions est de 7,36 mm et l'erreur moyenne en orientation est de 11,93°. Ces erreurs sont à comparer à la taille de l'espace de travail qui est une surface proche d'un hémisphère de rayon 70 mm. Si, au lieu d'étudier l'erreur point à point, on s'intéresse plutôt à la distance entre la surface de l'espace de travail mesurée et prédite par le modèle géométrique, la distance moyenne est ramenée à 2,78 mm avec un écart type de 1,99 mm et 8,98° pour l'orientation avec un écart type de 3,41°.

Le modèle fournit une bonne représentation de l'espace de travail de la tête de l'endoscope flexible. Les erreurs s'expliquent par plusieurs approximations :

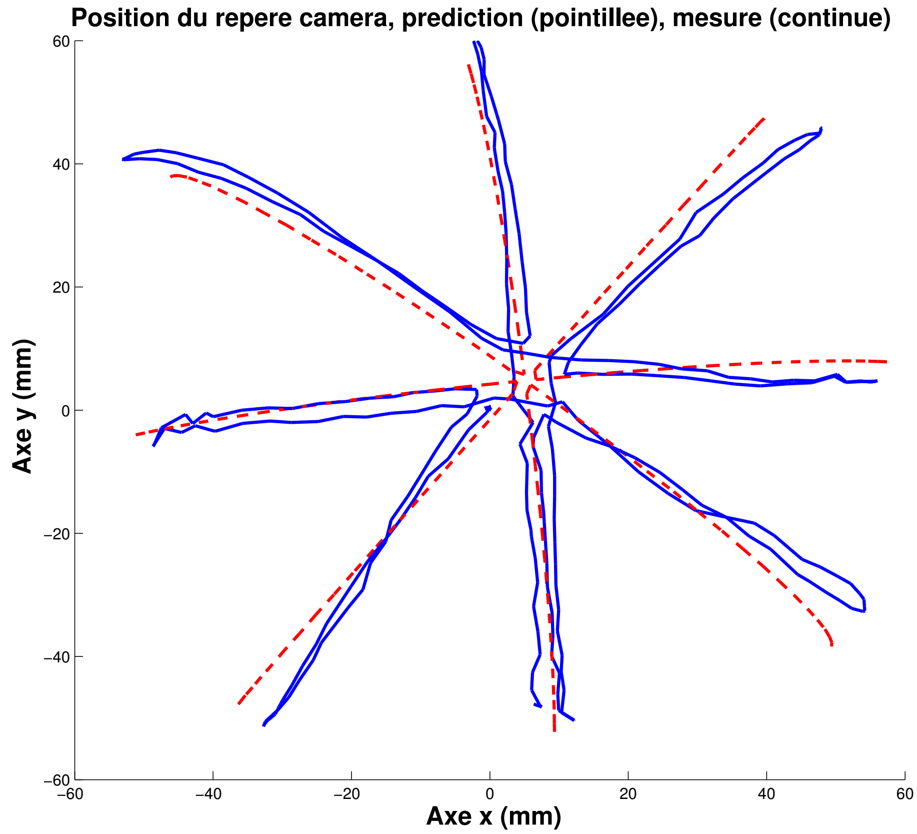


FIGURE 2.12 – Position de la caméra mesurée et prédite dans le plan de référence $\mathcal{F}_b$: vue de dessus.

– la tête flexible de l'endoscope n'est pas un robot continuum parfait, il y a des non-uniformités le long de la section flexible qui font que le courbure n'est pas uniforme.
– la caméra n'est pas parfaitement centrée, ni alignée avec les câbles. Ces paramètres ne sont pas directement mesurables, et ne peuvent être facilement pris en compte dans le procédure de minimisation car ils font apparaître des minima locaux empêchant la convergence de la procédure.

La différence entre la distance mesurée point à point et la distance entre les surfaces de travail s'explique par la présence de jeux dans le système, comme cela sera montré dans la section 4.2.1.

2.4 Modélisation géométrique et dynamique de la partie vision

Nous présentons ici les modèles projectifs de la caméra utilisés pour la mesure de position (cf section 2.3) et en partie pour la mesure du mouvement. Nous évoquons également le comportement dynamique du processus d'acquisition des images pour la modélisation de la boucle d'asservissement visuel qui sera utilisée pour la compensation des mouvements physiologiques dans les chapitres 3 et 4.

2.4.1 Modèle de la caméra

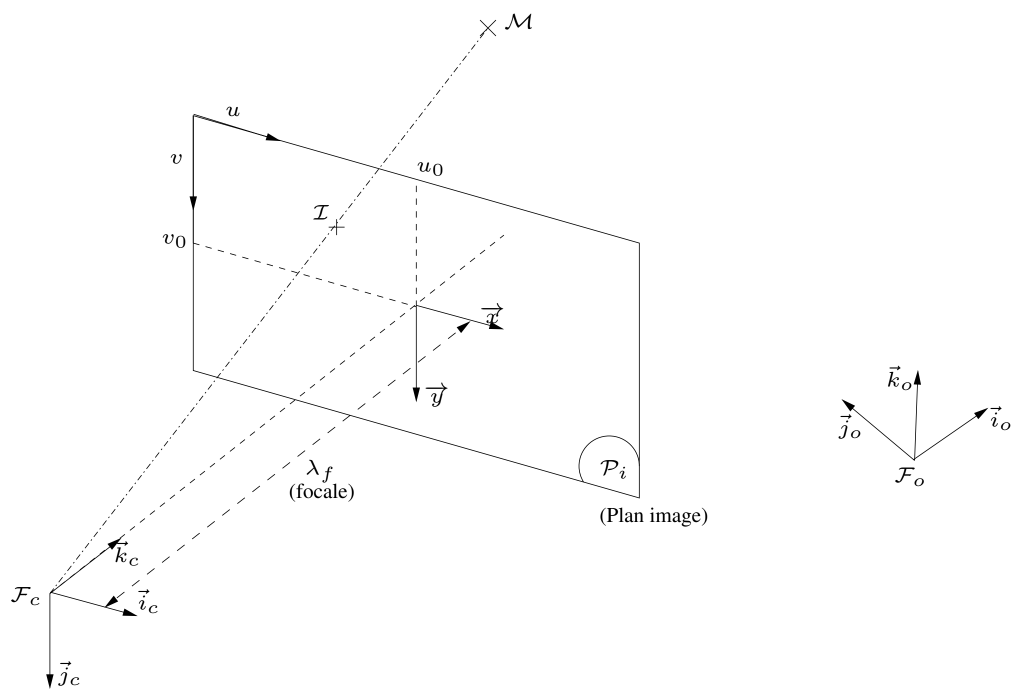


FIGURE 2.13 – Modèle du sténopé.

Modèle du sténopé (voir Fig. 2.13) La caméra réalise la projection d'un point $\mathcal{M} \in \mathbb{R}^3$ de l'espace euclidien en un point $\mathcal{I} \in \mathbb{P}^2$ du plan image de coordonnées homogènes $\mathbf{p} = [u \ v \ 1]^T$ exprimées en pixels.

Le point $\mathcal{M}$ de coordonnées homogènes ${}^{\mathbf{o}}\mathbf{X} = [{}^o x \ {}^o y \ {}^o z \ 1]^{\mathrm{T}}$ dans le repère de l'objet $\mathcal{F}_o$ auquel il appartient s'exprime dans le repère de la caméra $\mathcal{F}_c$ par

$$ {}^{\mathbf{c}}\mathbf{X} = [{}^c x \ {}^c y \ {}^c z \ 1]^{\mathrm{T}} = {}^{\mathbf{c}}\mathbf{T_o}{}^{\mathbf{o}}\mathbf{X} $$

où ${}^{\mathbf{c}}\mathbf{T_o}$ est la transformation homogène entre $\mathcal{F}_c$ et $\mathcal{F}_o$.

Le point $\mathcal{M}$ exprimé dans le repère de la caméra est projeté en un point $\mathcal{R} \in \mathbb{R}^2$ dans le plan rétinien (situé à une unité du centre optique) de coordonnées homogènes métriques

$$\mathbf{m} = [x\ y\ 1]^T = \frac{1}{{}^c z}[\mathbf{I}_{3\times 3}\ \mathbf{0}_{3\times 1}]{}^{\mathbf{c}}\mathbf{X}.$$

Le passage des coordonnées homogènes métriques $\mathbf{m} = [x\ y\ 1]^T$ en coordonnées homogènes pixelliques $\mathbf{p} = [u\ v\ 1]^T$ est donné par la relation

$$\mathbf{p} = \mathbf{Am}$$

où $\mathbf{A}$ est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \lambda_f k_u & -\lambda_f k_u cot(\phi) & u_0 \\ 0 & \frac{\lambda_f k_v}{sin(\phi)} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ où} \tag{2.7}$$

- les paramètres k_u et k_v sont les facteurs d'échelle en pixels/mm,
- u_0 et v_0 sont les coordonnées en pixels du point principal c'est-à-dire de l'intersection entre l'axe optique et le plan image,
- ϕ est l'angle entre les axes du repère image,
- λ_f est la distance focale de la caméra.

Finalement, la transformation projective complète réalisée par la caméra s'écrit

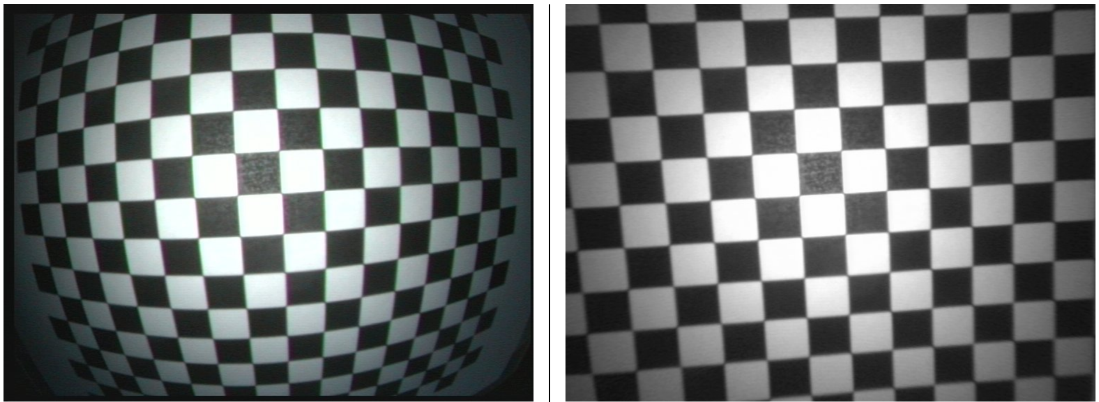
$$\mathbf{p} = \frac{1}{{}^c z}\mathbf{A}[\mathbf{I}_{3\times 3}\ \mathbf{0}_{3\times 1}]{}^{\mathbf{c}}\mathbf{T}_{\mathbf{o}}{}^{\mathbf{o}}\mathbf{X}. \tag{2.8}$$

Distorsion Comme on peut le voir sur l'image Fig.2.14.(a), le système optique de la caméra endoscopique présente une forte distorsion, ce qui permet d'augmenter le champ de vision du chirurgien. Le modèle projectif sténopé ne prend pas en compte la distorsion. Aussi, il est nécessaire d'effectuer une étape de correction de la distorsion pour pouvoir utiliser ce modèle projectif.

En raison de la distorsion induite par les lentilles de la caméra, le point $\mathcal{R}$ de coordonnées $\mathbf{m} = [x\ y\ 1]^T$ résultat de la projection sur le plan rétinien se retrouve en un point $\mathcal{R}_d$ de coordonnées $\mathbf{m_d} = [x_d\ y_d\ 1]^T$ par le phénomène de distorsion induit par les lentilles de la caméra. On distingue deux types de distorsion

- La distorsion radiale due au fait que les lentilles ne sont pas parfaitement minces avec des défauts de courbure. Le point projeté se retrouve ainsi déplacé sur la ligne le reliant au point principal par un vecteur dont la norme dépend de la distance au point principal.
- La distorsion tangentielle due à des lentilles imparfaitement centrées.

Le point $\mathcal{R}_d$ peut être relié au point $\mathcal{R}$ par



(a) (b)

FIGURE 2.14 – (a) Image originale d'un damier plan acquise avec la caméra endoscopique. (b) Image après correction de la distorsion.

$$\begin{bmatrix} x_d \\ y_d \end{bmatrix} = \overbrace{(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4)}^{\text{radiale}} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \overbrace{\begin{bmatrix} 2d_1 xy + d_2(r^2 + 2x^2) \\ d_1(r^2 + 2y^2) + 2d_2 xy \end{bmatrix}}^{\text{tangentielle}} \tag{2.9}$$

où $r^2 = x^2 + y^2$ est la distance au point principal au carré, $k_i, i = 1, 2, 3$, sont les paramètres de distorsion radiale et $d_i, i = 1, 2$, sont les paramètres de distorsion tangentielle. On note la transformation par la relation précédente $\mathbf{m_d} = \mathcal{D}(\mathbf{m})$.

La projection sur le plan image est finalement obtenue par

$$\mathbf{p_d} = \mathbf{A}\mathcal{D}(\mathbf{m}) \tag{2.10}$$

Étalonnage Pour réaliser la validation du modèle de l'endoscope, il était nécessaire de connaître le modèle de projection réalisé par la caméra endoscopique. De plus, même si les paramètres du modèle sténopé ne seront pas utilisés dans les boucles d'asservissement visuel, il est nécessaire de corriger la distorsion pour pouvoir relier simplement les mouvements de la caméra aux mouvements de la cible dans l'image. L'obtention des paramètres du modèle de la caméra a été effectué par la méthode de Zhang [Zha99] à l'aide de la toolbox Matlab [Bou] de Jean-Yves Bouguet.

Les paramètres obtenus sont

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 449,3 & 0 & 383,9 \\ 0 & 439,5 & 257,6 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \left\{ \begin{array}{rr} k_1 = & -0,3336 \\ k_2 = & 0,08113 \end{array} \right., \left\{ \begin{array}{rr} d_1 = & -0,001235 \\ d_2 = & -0,00121 \end{array} \right. \tag{2.11}$$

Dans la suite du manuscrit, on considérera que l'image a été corrigée. On travaillera donc à partir des coordonnées images corrigées :

$$\mathbf{p} = \mathbf{A}\mathcal{D}^{-1}(\mathbf{A}^{-1}\mathbf{p_d}). \tag{2.12}$$

2.4.2 Modèle de la boucle d'asservissement visuel

Système d'acquisition

Les images endoscopiques sont acquises à l'aide d'un capteur CCD embarqué en bout d'endoscope. Le signal vidéo brut issu du capteur CCD est ensuite traité par le module Karl Storz Telecam SL. Ce module fournit des sorties S-video ainsi que FireWire en vue de l'affichage sur moniteur. Nous utilisons une carte d'acquisition PCI FlashBus MV de la société Integral Technologies permettant l'acquisition au format S-Video.

Le signal vidéo transmet en alternance les trames paires et impaires à la fréquence de 50Hz. Les images complètes sont donc obtenues à la fréquence de 25Hz. Le module Telecam SL effectue un pré-traitement de l'image avant de la fournir pour affichage (réglage de la balance des blancs, correction de luminosité, affichage d'informations concernant le patient).

Nous disposons donc de l'image avec deux périodes de retard, une période pour l'acquisition de l'image, et la deuxième due au pré-traitement.

Matrice d'interaction

La matrice d'interaction relie les vitesses instantanées des informations visuelles à la vitesse de la caméra. On appelle $\mathbf{f}$ le vecteur des informations visuelles. La caméra est embarquée sur l'effecteur du robot. La situation de la caméra ne dépend donc que des coordonnées articulaires $\mathbf{q}$. Le vecteur des informations visuelles peut donc s'écrire

$$\mathbf{f} = \mathbf{f}(\mathbf{q}, t) \tag{2.13}$$

où le temps t permet de prendre en compte le mouvement de l'objet.

La dérivée de $\mathbf{f}$ par rapport au temps s'écrit

$$\dot{\mathbf{f}} = \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}}\dot{\mathbf{q}} + \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial t}. \tag{2.14}$$

La vitesse des informations visuelles dans l'image est constituée d'un terme du au mouvement du robot $\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}}\dot{\mathbf{q}}$ et d'un terme du au mouvement propre de la cible.

On définit la matrice d'interaction $\mathbf{L_f}$ reliant la variation des informations visuelles au torseur cinématique ${}^{c}\mathcal{V}_c$ de la caméra. On peut alors réécrire l'équation (2.14) en faisant apparaître le modèle cinématique du robot

$$\dot{\mathbf{f}} = \mathbf{L_f}\mathbf{J_q}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} + \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{t}}. \tag{2.15}$$

Dans notre application, nous souhaitons asservir les deux degrés de liberté de notre robot. Les deux coordonnées d'un point dans l'image sont alors des informations visuelles suffisantes pour contrôler le robot [Cha90]. La matrice d'interaction d'un point de coordonnées $\mathbf{f} = [x\ y]^T$ issu de la projection perspective sur le plan rétinien du point $\mathbf{^cX} = [^cx\ ^cy\ ^cz]^T$ est donnée par

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} = \mathbf{L_f}(\mathbf{f}, {}^cz)^{\mathbf{c}}\mathcal{V}_{\mathbf{c}} \tag{2.16}$$

Dans [Cha90], une méthode générale de calcul des matrices d'interaction pour des primitives géométriques paramétrables est présentée. Le détail du calcul est donné pour les cas du point, du segment de droite, de la droite, du cercle, de la sphère, du cylindre, et de l'ellipse.

Dans le cas du point, on a

$$\mathbf{L_f}(\mathbf{f}, {}^cz) = \begin{pmatrix} \frac{-1}{^cz} & 0 & \frac{x}{^cz} & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & \frac{-1}{^cz} & \frac{y}{^cz} & 1+y^2 & -xy & -x \end{pmatrix}. \tag{2.17}$$

Schéma de la boucle d'asservissement visuel

Pour compenser les éventuelles perturbations agissant sur l'asservissement de vitesse du moteur (nous avons pu par exemple observer la présence d'un *offset* en sortie des CNA), une boucle de position bas niveau a été implémentée (voir Fig 2.15). La position de référence $\mathbf{q}^*(z)$ de la boucle de position est obtenue par intégration numérique à la période T_{sp} de la commande de vitesse calculée par le correcteur de la boucle d'asservissement visuel. Une rampe de position est ainsi générée à partir de chaque commande de vitesse donnée par la boucle d'asservissement visuel. Cette boucle de position cadencée à 500 Hz ($T_{sp} = 2ms$) est transparente pour la boucle d'asservissement visuel cadencée à 25 Hz ($T_s = 40ms$) voir Fig. 2.17.

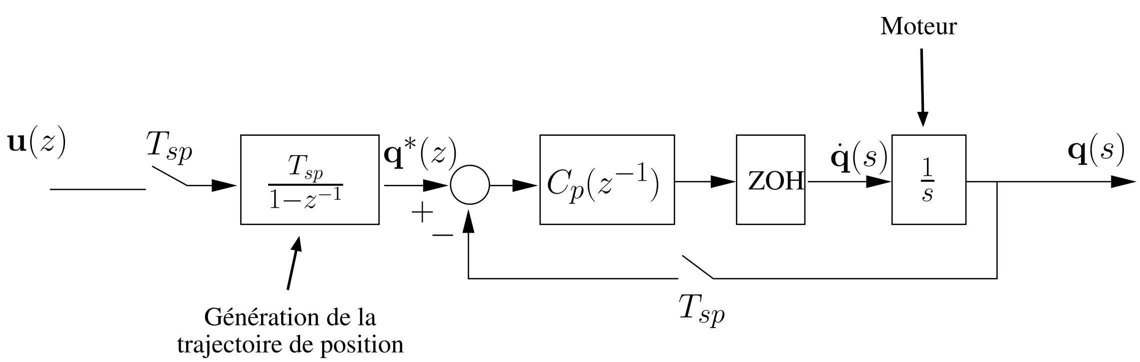


FIGURE 2.15 – Boucle de position bas niveau. C_p est le correcteur de type PD de la boucle de position.

On peut alors décrire la boucle d'asservissement visuel par le schéma de la Fig. 2.16. La bande passante de la boucle de position des moteurs est largement supérieure à la fréquence de Nyquist de la boucle d'asservissement visuel (12,5 Hz). On néglige donc la dynamique de la boucle de position des moteurs et on considère que la vitesse des moteurs est égale à la consigne $\dot{\mathbf{q}} \sim \dot{\mathbf{q}}^*$.

La vitesse des informations visuelles $\dot{\mathbf{f}}(t)$ est reliée à la vitesse des actionneurs par la matrice d'interaction et la matrice Jacobienne. Elle est également perturbée par les mouvements de la cible représentés par sa vitesse $\dot{\mathbf{d}}(t)$. L'acquisition de l'image et l'extraction des informations visuelles ajoutent au total 3 périodes de retard dans la chaîne de retour. L'objectif du correcteur est alors de réguler à zéro l'erreur entre la position de référence des informations visuelles $\mathbf{r}$ et la mesure $\mathbf{y}$ malgré les perturbations.

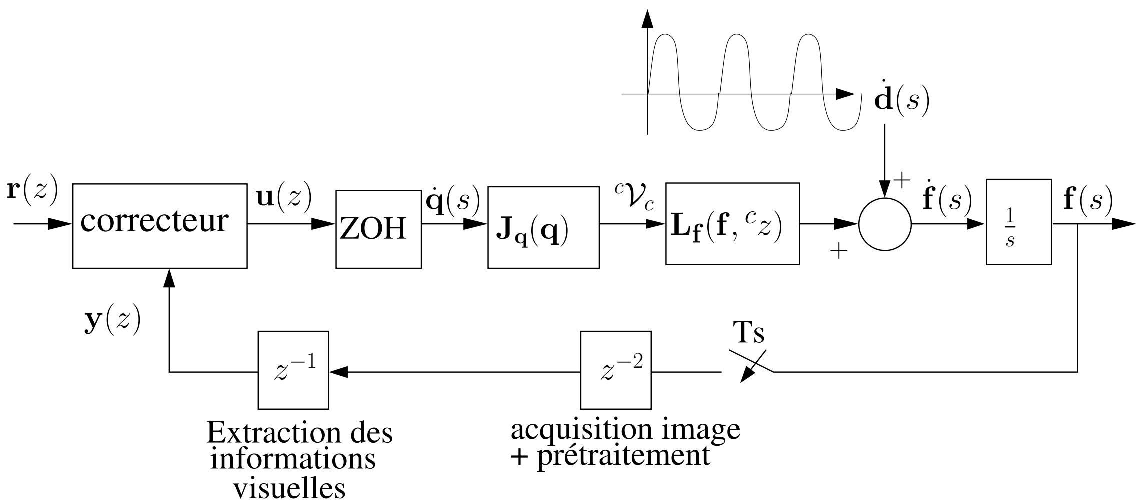


FIGURE 2.16 – Schéma de la boucle d'asservissement visuel.

La fonction de transfert discrète entre la commande de vitesse $\mathbf{u}(z)$ et la position des informations visuelles dans l'image $\mathbf{y}(z)$ est donnée par

$$\mathbf{P}(z) = \frac{\mathbf{y}(z)}{\mathbf{u}(z)} = z^{-3}(1 - z^{-1})\mathcal{Z}\left\{\frac{\mathbf{J}}{s^2}\right\} = \mathbf{J}\frac{T_s \cdot z^{-4}}{1 - z^{-1}} \tag{2.18}$$

où $\mathcal{Z}\{\cdot\}$ représente la transformée en z et $\mathbf{J} = \mathbf{L_f}\mathbf{J_q}$.

2.4.3 Extraction des informations visuelles

Dans la plupart des applications classiques d'asservissement visuel, la cible est constituée de marqueurs particuliers de manière à faciliter leur extraction de l'image et leur suivi dans les flux vidéos. Par exemple, les pixels appartenant à une zone noire sur un fond blanc vont être aisément extraits par un simple seuillage ou en appliquant un filtre passe-haut tel un filtre de Sobel pour en détecter les contours. Lorsque les algorithmes de suivi utilisent des informations spécifiques de la cible comme des points remarquables ou des contours, on parle de suivi basé sur des caractéristiques (*feature-based tracking*).

Dans le cas de scènes complexes inconnues, telles que les images *in vivo*, il devient nécessaire d'utiliser des algorithmes de suivi de cible aussi indépendants que possible de la scène. Pour cela, les algorithmes de suivi basés sur un modèle (*template-based tracking*)

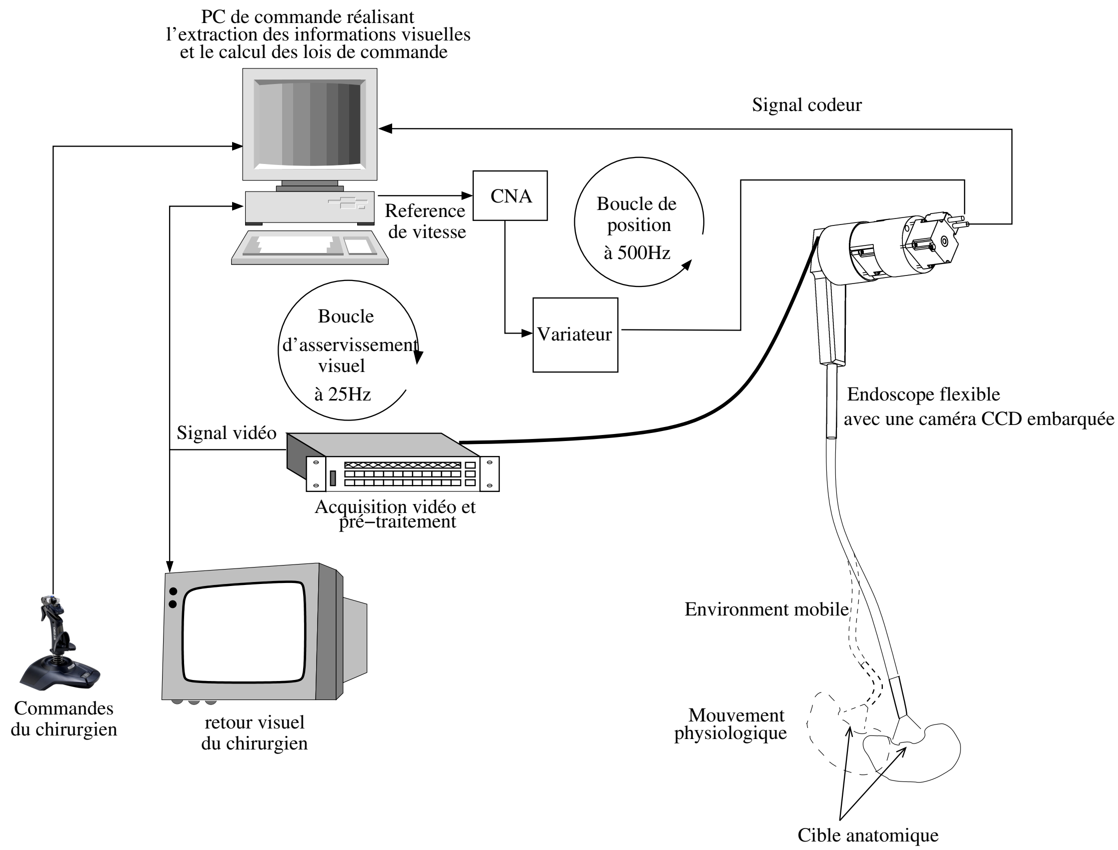


FIGURE 2.17 – Schéma de principe du système de commande de l'endoscope flexible motorisé.

semblent plus adaptés. En effet, ils permettent de définir très simplement la cible en sélectionnant une zone (imagette) quelconque de l'image. De plus, ils utilisent toute l'information contenue dans les pixels de la zone d'intérêt sans nécessiter de procédure d'extraction d'information.

La position de la zone d'intérêt dans l'image courante est généralement obtenue en minimisant une erreur entre le modèle et la zone courante sur l'ensemble des paramètres représentant les mouvements possibles de la cible dans l'image. Les transformations couramment utilisées sont les suivantes : la translation (2 paramètres), la translation plus la rotation (3 paramètres), la transformation affine (6 paramètres), la transformation homographique (8 paramètres). L'erreur peut être basée sur l'écart entre les pixels de l'imagette de référence après transformation et les pixels de l'imagette courante ou encore sur la distance entre des histogrammes représentant les informations contenues dans la zone. Plusieurs méthodes de minimisation peuvent alors être utilisées pour estimer les paramètres de la transformation : le *mean-shift* spécialement adapté aux histogrammes, les méthodes traditionnelles telles que Gauss-Newton ou Levenberg-Marquardt ou encore la méthode ESM (Efficient Second Order Minimisation) proposée récemment par Malis et al [BM04] et applicable au suivi visuel.

Lors de nos expériences, nous avons utilisé l'algorithme de suivi proposé par Malis et al. [BM04]. La sortie de l'algorithme de suivi d'indices visuels est l'homographie reliant l'image courante d'une cible plane à son image de référence. L'estimation de l'homographie est obtenue par la minimisation de l'erreur quadratique entre l'intensité des pixels de la zone choisie dans l'image de référence et la zone estimée dans l'image courante.

L'homographie décrit parfaitement la transformation dans l'image d'une cible planaire. Lors de nos expérimentations *in vivo*, nous sélectionnons dans l'image une zone de taille réduite d'un organe. De part sa faible taille, la zone peut être considérée comme plane et sera faiblement soumise à des déformations. Par conséquent, la transformation homographique semble adaptée. De plus, pour prendre en compte la non planarité ou les déformations de la cible, le nombre de paramètres à utiliser devient très grand [RPL08]. Les déformations contenues dans les petites zones d'intérêt semblent insuffisantes pour permettre une bonne estimation de ces paramètres.

Étant donné que notre endoscope motorisé n'a que deux degrés de liberté, les deux coordonnées d'un point de l'imagette sont une information visuelle suffisante pour réaliser l'asservissement. En pratique, l'imagette est un rectangle sélectionné dans l'image initiale sur la zone d'intérêt et l'information visuelle est le centre de l'imagette.

La connaissance de l'homographie nous permettra également d'estimer les variations de profondeur de la cible dans le repère caméra. Cette propriété sera avantageusement utilisée dans nos algorithmes de commande (cf section 4.4).

2.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'élaboration ainsi que la modélisation de notre prototype d'endoscope motorisé.

Après avoir présenté le fonctionnement de l'endoscope flexible ainsi que sa motorisation, nous avons développé les modèles géométriques et cinématiques de la tête flexible permettant d'exprimer la position (dans un repère de base de la tête flexible) ainsi que la vitesse de la caméra endoscopique en fonction de la position des moteurs.

Finalement, nous avons présenté le modèle complet de la boucle d'asservissement visuel faisant apparaître le modèle cinématique du robot ainsi que la matrice d'interaction reliant la vitesse de la cible dans l'image au torseur cinématique de la caméra.

Cette étape de modélisation est une étape primordiale. Elle permettra, par la suite, de synthétiser des correcteurs performants en vue d'effectuer la compensation de mouvement physiologique par asservissement visuel.

Chapitre 3

Compensation des mouvements physiologiques périodiques

Sommaire

3.1 État de l'art 56
3.1.1 Tremblements de la main 56
3.1.2 Mouvement cardiaque 57
3.1.3 Mouvement respiratoire 58
3.2 La commande R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Control) . . . 62
3.2.1 Introduction à la commande prédictive 62
3.2.2 La commande prédictive généralisée 64
3.2.3 Utilisation d'un modèle de bruit répétitif 70
3.2.4 Mise sous forme RST 71
3.2.5 Analyse de robustesse en stabilité du R-GPC 72
3.2.6 Performance du correcteur R-GPC en rejet de perturbations périodiques 77
3.3 La commande répétitive 77
3.3.1 Correcteur répétitif continu 77
3.3.2 Correcteur répétitif discret 80
3.3.3 Forme standard : correcteur PRC (Prototype Repetitive Controller) . 82
3.4 Résultats de simulation 86
3.5 Expérimentations en conditions de laboratoire 91
3.6 Expérimentations *in vivo* 91
3.7 Conclusion 95

Les mouvements physiologiques regroupent les mouvements des organes externes et des organes internes d'un être vivant. Dans le cadre médical, on peut différencier deux types de mouvements physiologiques :

- Les mouvements physiologiques du patient. La respiration engendre des déplacements des organes de la cavité abdominale, des déformations du thorax et de l'abdomen. Ces mouvements involontaires quasi-périodiques sont des sources de perturbations lors de procédures laparoscopiques, de chirurgie cardiaque, d'interventions percutanées ou encore en radiothérapie. Les battements cardiaques de fréquence plus élevée ont un effet essentiellement localisé dans la poitrine. Les mouvements cardiaques sont un problème majeur pour l'observation de pathologies du cœur sous imagerie IRM ainsi que dans le cadre de la chirurgie à cœur battant.

– Les mouvements du praticien. Les tremblements des membres sont une composante additionnelle involontaire de faible amplitude par rapport aux mouvements volontaires. L'amplitude des tremblements de la main du chirurgien peut être critique lorsque l'opération à mener requiert une grande précision, comme en chirurgie oculaire.

Après un état de l'art des techniques de compensation des mouvements physiologiques, ce chapitre sera consacré à la présentation des techniques de commande PRC (Prototype Repetitive Controller) et R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Controller) en vue d'une application à la compensation du mouvement respiratoire en endoscopie flexible.

3.1 État de l'art

3.1.1 Tremblements de la main

D'après [EK90], les tremblements de la main d'un chirurgien sont des oscillations comprises entre 8 et 12Hz dont l'amplitude en bout d'instrument peut atteindre 50 μm pic à pic selon chaque direction principale [HDL$^+$93]. Ces perturbations ajoutées au geste volontaire compliquent un grand nombre d'interventions délicates. Par exemple, une intervention en chirurgie rétino-vitréenne nécessite le retrait de membranes d'épaisseur de 20 μm de la rétine. La précision nécessaire pour réaliser de telles tâches limite le nombre de chirurgiens compétents.

Des solutions robotiques ont été proposées pour augmenter la précision du geste chirurgical en microchirurgie. On peut distinguer trois types de solutions :

– un bras robotique télémanipulé. Une démultiplication du mouvement entre l'interface maître et le manipulateur permet de réduire l'amplitude des tremblements par rapport au geste volontaire du chirurgien [SBB$^+$95].
– la co-manipulation avec un robot actif. Dans [TJW$^+$95], l'outil de chirurgie est tenu à la fois par un bras robotique actif et par le chirurgien. Le système robotique n'autorise alors que les déplacements manuels qui semblent désirables. L'avantage de cette méthode par rapport à la précédente est de conserver le contact direct entre le chirurgien et l'organe à traiter.
– l'outil de chirurgie dispose d'un effecteur actif. Ang et al. [AKR03] ont développé un instrument de micro-chirurgie actif appelé Micron. L'instrument est capable de

mesurer son mouvement propre, de distinguer le tremblement des autres composantes du mouvement, et peut fléchir sa pointe de manière à compenser activement le tremblement. Un manipulateur parallèle à 3 degrés de liberté actionné par des actionneurs piézoélectriques est utilisé pour réaliser la compensation. L'estimation du tremblement est réalisée par l'algorithme WFLC (weighted-frequency Fourier linear combiner) développé par C. Riviere [Riv95].

3.1.2 Mouvement cardiaque

La chirurgie cardiaque nécessite des manipulations d'une grande précision sur un organe soumis à un battement d'une fréquence fondamentale d'environ 1 Hz et d'amplitude typique de 1 cm. Ce mouvement quasi-périodique contient des harmoniques pouvant atteindre 20 Hz. Pour obtenir la précision requise, le cœur est en général arrêté et la circulation du sang est assurée par une pompe externe. Cette technique appelée Circulation Extra-Corporelle (CEC) implique de forts risques de complication neurologique [RKM96]. Aussi, pour éviter le recours à la CEC, des techniques de stabilisation ont été proposées permettant la réalisation d'opérations sur un cœur battant.

La solution la plus commune consiste à utiliser un stabilisateur mécanique passif pour immobiliser une petite partie de la surface du cœur. Bien que ces stabilisateurs permettent de réduire sensiblement les mouvements du cœur, il reste des mouvements résiduels importants spécialement lors d'interventions mini-invasives ou la dimension du stabilisateur est contrainte par la taille du trocart [GBB+03].

En 2001, Nakamura et al. [NKK01] ont proposé de télémanipuler un bras robotique compact attaché à l'écarteur sternal. Le bras robotique esclave doit, en plus de reproduire les mouvements du maître, compenser les mouvements du cœur. Les mouvements du cœur sont identifiés à l'aide d'une caméra rapide déportée et d'un marqueur placé à la surface du cœur. Ils permettent de calculer la commande de l'effecteur du robot esclave servant à maintenir une attitude constante par rapport au cœur. Les mouvements du chirurgien sont alors superposés au mouvement de synchronisation donnant au chirurgien l'impression d'opérer sur un environnement stabilisé.

Du fait de la bande passante limitée des robots de chirurgie, l'utilisation de la seule mesure du mouvement ne permet pas d'obtenir un suivi satisfaisant de la dynamique du cœur. Des travaux ont été réalisés en vue de prédire en temps réel le mouvement du cœur. Cette prédiction peut alors être utilisée dans des algorithmes de commande prédictive. On peut citer les travaux de Bebek et al. [BC06] où la prédiction tient compte des signaux d'électrocardiographe afin de s'adapter dans une certaine mesure aux variations du rythme cardiaque. Les essais sont pratiqués en laboratoire sur un simulateur. Ginhoux et al. [GGdM+05] estiment les coefficients de Fourier de la composante respiratoire et de la composante cardiaque du mouvement. Les paramètres sont identifiés en temps réel grâce à un algorithme adaptatif. Cette approche a été validée *in vivo* sur un cœur de cochon.

L'utilisation d'un robot à hautes dynamiques pour compenser les mouvements cardiaques peut être potentiellement dangereux pour le chirurgien et le patient. Bachta et al. [BRL$^+$07] proposent d'utiliser un stabilisateur cardiaque endoscopique actif basé sur une structure compliante et un actionneur piézoélectrique. Cette approche permet dans un premier temps d'atténuer le mouvement du cœur comme le ferait un stabilisateur passif, puis dans un deuxième temps de supprimer le mouvement résiduel en compensant les déformations du stabilisateur par un asservissement visuel rapide.

Une autre solution, proposée dans [PZR05], consiste à faire évoluer un robot mobile endoscopique miniature, le ***HeartLander***, à la surface du cœur. Le robot mobile est composé de deux pattes, une à l'avant et une à l'arrière, attachées par un ressort. La patte avant est commandée grâce à trois câbles en nitinol qui sont reliés à un système de poulies et moteurs qui reste à l'extérieur du corps. Les pattes peuvent adhérer indépendamment à la surface du cœur par aspiration contrôlée par ordinateur. Un endoscope d'un diamètre de 3,8 mm permet de restituer un retour visuel au chirurgien qui commande le déplacement du robot mobile grâce à un joystick. Ce robot permet d'effectuer des injections à n'importe quel endroit du cœur.

3.1.3 Mouvement respiratoire

La respiration est responsable de déplacements importants des organes de la cage thoracique et de l'abdomen. Par exemple, le déplacement du foie induit par la respiration peut atteindre 9 mm dans la direction gauche-droite, 8 mm dans la direction antérieure-postérieure et 26 mm dans la direction crânio-caudale [CBLC02]. Contrairement à la chirurgie ouverte, où il est possible de fixer aisément les organes que l'on souhaite traiter, le mouvement respiratoire est une source de perturbations pouvant significativement compliquer les procédures minimalement invasives telles que la radiothérapie, les interventions percutanées, la chirurgie laparoscopique, ou encore la chirurgie transluminale.

Il est possible pour certains traitements de stopper le mouvement respiratoire par un arrêt volontaire (apnée) de la part du patient lorsque celui-ci n'est pas anesthésié, ou en stoppant le respirateur mécanique pendant une courte durée. Ces plages de repos peuvent alors servir à exposer la tumeur aux irradiations lors de séances de radiothérapie. Une seconde solution consiste à synchroniser les traitements avec le cycle du mouvement respiratoire [SGD$^+$07]. Cette méthode connue sous le nom de ***gating*** en anglais consiste à suivre en temps réel la respiration libre du patient et à effectuer le traitement à un moment, toujours identique, du cycle respiratoire. L'instant choisi est en général la fin de l'expiration car elle est suivie d'une plage de repos relativement longue. Néanmoins, l'intervention ne peut être réalisée que par intermittence et s'en trouve de ce fait rallongée.

Des solutions robotiques de compensation des mouvements respiratoires ont également été proposées. Dans le contexte de la radiothérapie, où le déplacement de l'organe cible peut engendrer une irradiation involontaire des tissus sains, Schweikard et al. [SGB+00] proposent d'embarquer la source d'irradiations sur un robot appelé ***Cyberknife***. Le robot suit alors le déplacement de l'organe cible en temps réel. Un système de localisation infrarouge mesure le déplacement externe de la cage thoracique, ce qui permet d'interpoler la position de l'organe cible grâce à une phase de calibration préalable. Cette dernière consiste à trouver une corrélation entre la position de la cage thoracique et celle de l'organe, obtenue par les images provenant d'un système radiographique stéréoscopique. Les images radiographiques ne peuvent pas être directement utilisées pour guider le robot à cause de la faible fréquence d'acquisition de l'ordre d'une acquisition toutes les dix secondes (volontairement limitée pour ne pas surexposer le patient).

Le robot PAKY-RCM [SWA+98] est un système d'insertion d'aiguille pour le traitement des maladies rénales. Un dispositif RCM (Remote Center of Motion) à 2 degrés de liberté en rotation permet d'orienter l'aiguille en maintenant le point d'incision fixe. Le système est initialement maintenu par un bras passif dont la base est immobile. Ces 2 degrés de liberté ne sont pas suffisants pour compenser les déplacements du point d'incision engendrés par la respiration. L'insertion doit alors être réalisée lors de phases d'apnée du patient. Dans [RTI+01], le bras passif est monté sur une table XYZ apportant 3 degrés de liberté supplémentaires au dispositif. Les mouvements du point d'incision sont mesurés par vision en temps-réel, et servent à interpoler le mouvement de l'organe à atteindre après une phase de recalage obtenue par fluoroscopie. Un algorithme de prédiction de mouvement quasi-périodique basé sur une décomposition en série de Fourier (WFLC) est utilisé pour améliorer la compensation.

Dans le contexte de la chirurgie laparoscopique, Ginhoux et al. [GGdM+05] proposent de maintenir l'outil à distance constante de l'organe à traiter malgré le mouvement respiratoire. L'outil embarque un système optique développé par Krupa et al. [KGD+03] permettant d'obtenir la mesure de distance depuis la vision endoscopique. Une version modifiée du correcteur GPC (Generalized Predictive Control) appelée R-GPC a été développée. Cette commande permet de découpler la fonction de rejet de perturbation périodique (correspondant à la compensation de mouvement respiratoire) de la fonction de suivi de consigne (correspondant au mouvement utile pour la réalisation de la tâche chirurgicale).

Dans [CZBGM07], les auteurs cherchent à appliquer un effort constant sur un organe de la cavité abdominale avec le robot MC2E (Manipulateur Compact pour la Chirurgie Endoscopique) [ZMOB07]. Ce dernier permet une restitution fidèle de l'effort d'interaction entre l'instrument et l'organe, à l'aide d'un capteur d'efforts placé à l'extérieur du corps du patient. Pour rejeter les perturbations en efforts périodiques induites par la respiration, un correcteur ILC (Iterative Learning Controller) est incorporé dans la boucle de commande.

On peut distinguer deux méthodes de compensation des mouvements physiologiques. Premièrement, la compensation passive regroupe les méthodes ne nécessitant pas l'action d'un robot pour réaliser la compensation tels que le *gating* ou l'utilisation de robot miniature pouvant se fixer à l'organe en mouvement.

Et deuxièmement, la compensation peut être réalisée de manière active par un robot, on peut différencier différentes approches : l'utilisation d'un robot ainsi qu'un capteur à large bande passante permet de compenser le mouvement avec une loi de commande standard. Si le robot ou le capteur ne le permettent pas, certains auteurs proposent de prédire le mouvement et utiliser une loi de commande anticipative. Enfin, si les mouvements physiologiques ont des propriétés de périodicité, des lois de commande à apprentissage peuvent également être employées.

En chirurgie transluminale, les organes situés dans la cavité abdominale sont essentiellement soumis au mouvement du à la respiration du patient. La mobilité des organes dans la cavité abdominale ajoutée à la complexité de manipulation des outils utilisés rend ces opérations particulièrement difficiles pour le chirurgien. Le patient étant placé sous anesthésie générale, la respiration est contrôlée par un ventilateur mécanique dont la fréquence, ainsi que le volume d'air sont paramétrés par l'anesthésiste. Les organes, lorsqu'ils ne sont soumis à aucune autre force extérieure, effectuent un mouvement parfaitement périodique. La figure 3.1 présente des mesures dans l'image endoscopique du déplacement du foie d'un cochon placé sous respirateur artificiel. La figure 3.2 présente le spectre fréquentiel correspondant. La fréquence fondamentale est de 0,26 Hz ce qui correspond à la fréquence fixée à l'aide du respirateur mécanique à 16 respirations par minute. Le spectre du mouvement respiratoire contient des harmoniques jusqu'à 3 Hz.

Dans notre application, la faible bande passante du capteur de vision (fréquence de nyquist à 12,5 Hz), ainsi que le nombre de retard, introduit par le système d'acquisition (cf section 2.4.2) ne permet pas de mettre en place une correction standard rejetant efficacement les perturbations ayant des composantes fréquentielles allant jusqu'à 3 Hz. Le rejet de perturbations harmoniques est un problème courant dans de nombreuses applications comme par exemple le contrôle de systèmes mécaniques présentant des corps en rotation (laminoires, systèmes d'enroulement, convertisseurs électro-mécaniques...). Il existe plusieurs approches pour rejeter efficacement les perturbations harmoniques. On peut distinguer les types d'approches suivantes :

– Les approches adaptatives basées sur le filtrage adaptatif [Bod01] [XdMK02] ou sur des techniques de synchronisation [BSK94] issues des systèmes de communication telle que la boucle à verrouillage de phase. Ces techniques sont particulièrement adaptées aux perturbations harmoniques de fréquence inconnue ou pouvant varier.
– Une deuxième approche peut être l'utilisation des techniques de synthèse H_∞ de commande robuste. L'inclusion de filtres coupe-bande dans le gabarit fréquentiel du transfert entre la perturbation et l'erreur permet d'atténuer les perturbations harmoniques [BLRG08]. Cependant, l'ordre du correcteur obtenu est égal à la somme de l'ordre du système et des différents gabarits fréquentiels. L'inclusion d'un filtre coupe-bande pour chaque harmonique va donc engendrer un correcteur d'ordre très élevé.

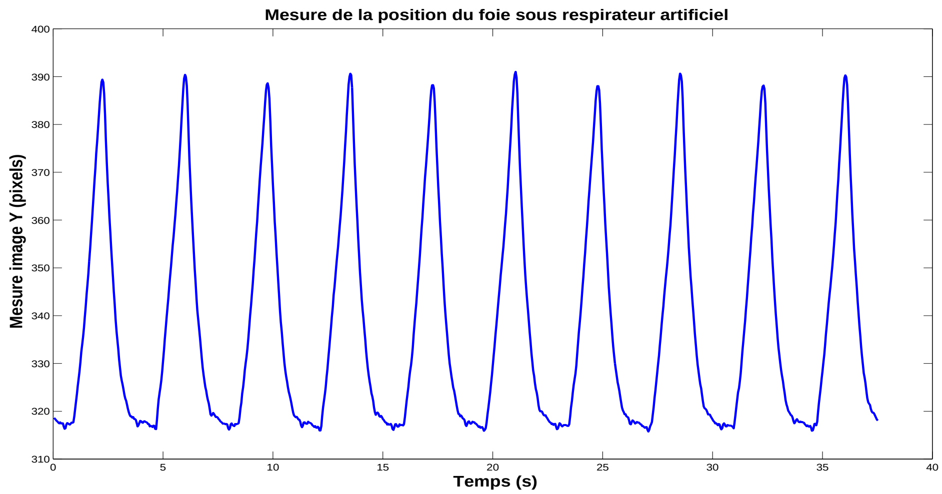


FIGURE 3.1 – Mesure du déplacement du foie selon un axe dans l'image endoscopique. La mesure a été effectuée sur un cochon anesthésié, la fréquence du respirateur était de 16 respirations par minute.

- La troisième approche, proposée par R. Ginhoux, est une version modifiée du correcteur GPC (Generalized Predictive Control) appelée R-GPC où l'inclusion d'un modèle de bruit répétitif lui confère des propriétés de rejet de perturbations périodiques.
- Enfin, la commande répétitive qui utilise le principe du modèle interne en incluant un générateur de signal périodique dans la boucle de contre réaction.

Il est à noter que les trois dernières approches nécessitent de connaître parfaitement la période de la perturbation. Dans notre aplication, cette information est disponible sur l'écran de contrôle du respirateur artificiel. Par conséquent, nous avons choisi de travailler sur les deux dernières approches.

Nous allons présenter dans les sections suivantes deux algorithmes de commande permettant de compenser des mouvements répétitifs de période connue. Le premier, appelé R-GPC et proposé par Ginhoux et al., a déjà été utilisé dans le cadre de la compensation de mouvements physiologiques. Le second est un correcteur répéptitif connu pour ses propriétés de rejet de perturbations périodiques mais n'a pas été jusqu'alors testé en conditions *in vivo*. Leur comportement sera évalué face au rejet de perturbations périodiques, au suivi de consigne et en présence d'erreurs de modèle. Enfin, nous présenterons des résultats de compensations du mouvement respiratoire effectuées en conditions *in vivo* sur des sujets porcins à l'aide de notre endoscope motorisé.

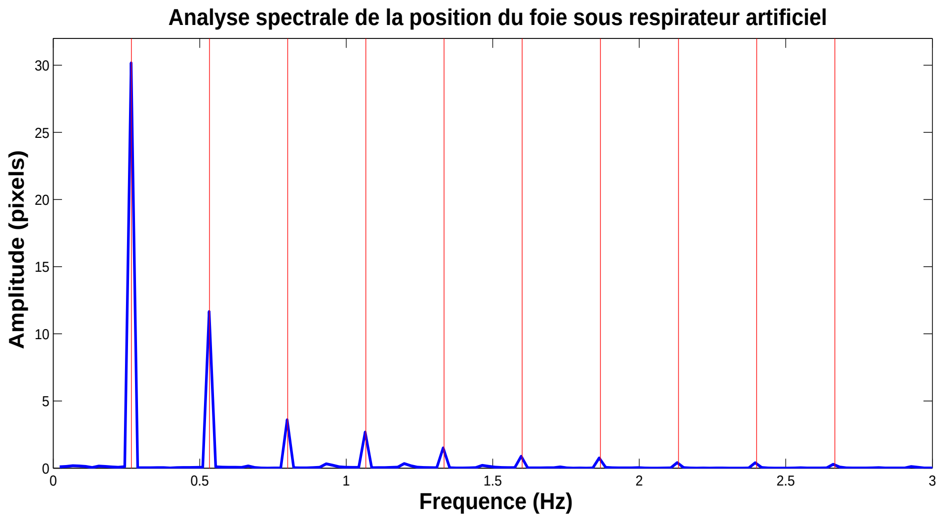


FIGURE 3.2 – Analyse fréquentielle du déplacement du foie. La fréquence fondamentale est de 0.26 Hz et la fréquence de Nyquist est de 12.5 Hz. Le spectre ne contient plus d'harmoniques significatives au-delà de 3 Hz.

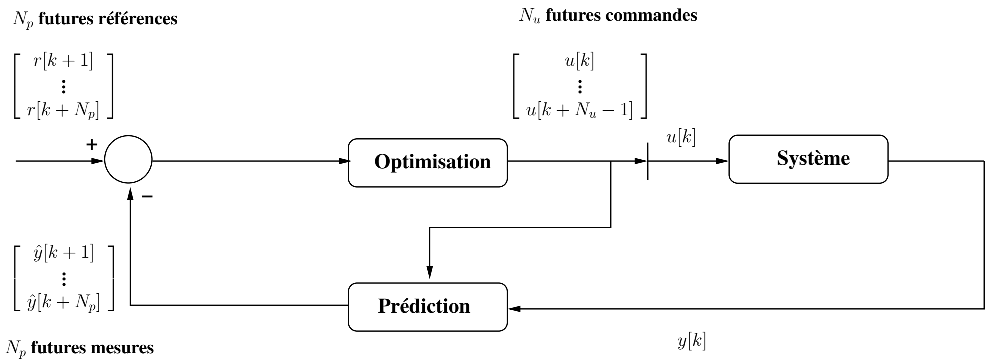
3.2 La commande R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Control)

3.2.1 Introduction à la commande prédictive

La commande prédictive (MPC [1]) est apparue à la fin des années 1970 avec les publications de Richalet et al. [RRTP76] [RRTP78] présentant la commande MAC (Model Algorithmic Control) et celle de Cutler et Ramaker [CR80] présentant la commande DMC (Dynamic Matrix Control). Un modèle dynamique du procédé est explicitement utilisé dans les deux algorithmes (la réponse impulsionnelle pour la commande MAC et la réponse indicielle pour la commande DMC) pour prédire l'effet des commandes sur la sortie. Les commandes futures sont déterminées à chaque période d'échantillonnage de sorte à minimiser l'erreur prédite. L'implémentation de ces commandes a été rendue possible par le potentiel croissant des ordinateurs de l'époque.

Le modèle utilisé doit être capable de saisir les dynamiques du procédé de manière à prédire précisément les sorties futures et doit être simple à implémenter et à comprendre. Le modèle le plus populaire dans le milieu industriel est la réponse impulsionnelle tronquée. Elle est très facile à obtenir en mesurant la sortie lorsque le système est excité par une impulsion. Cette représentation est intuitive et peut être utilisée pour les systèmes multi-variables. Cependant, cette représentation nécessite un grand nombre de paramètres (le nombre d'échantillons représentatifs de la réponse impulsionnelle) et

1. Model Predictive Control



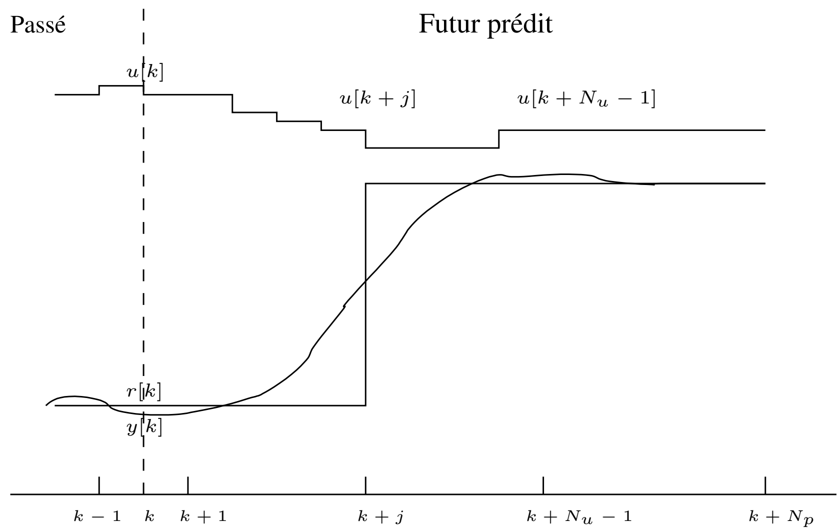


FIGURE 3.3 – Principe de la commande prédictive : un modèle du système est utilisé pour prédire les N_p mesures futures. Le vecteur des N_u commandes futures est calculé de manière à minimiser l'erreur future. Seul le premier élément du vecteur de commande est envoyé au système.

elle ne convient pas aux systèmes instables. Les mêmes remarques peuvent être faites à propos de la réponse indicielle, obtenue en appliquant un échelon en entrée du système. La représentation du processus par fonction de transfert est probablement la plus répandue dans la communauté académique. Elle ne nécessite que quelques paramètres et est valide pour les systèmes instables. On peut citer la commande EHAC (Extended Horizon Adaptive Control) de Ydstie [Yds84] qui vise à garder les sorties futures (obtenues par la résolution d'une équation Diophantienne) proches de la consigne après le retard du système. La commande EPSAC (Extended Prediction Self Adaptive Control) de De Keyser et al. [DKVC91] calcule à chaque pas un signal de commande constant obtenu à l'aide d'un prédicteur sous-optimal (recalculé à chaque pas, le vrai signal de commande ne sera pas constant). La commande GPC (Generalized Predictive Control) développée par Clarke et al. [CMT87a],[CMT87b] est peut-être la plus populaire des méthodes basées sur une représentation par fonction de transfert. La représentation d'état a également été utilisée pour formuler des algorithmes de commande prédictive [M.94].

La commande prédictive ne désigne donc pas une commande spécifique mais un ensemble de méthodes utilisant explicitement un modèle du procédé à commander pour obtenir le signal de commande par la minimisation d'une fonction de coût. Les différentes commandes prédictives ne diffèrent que par le choix du modèle utilisé pour représenter le procédé ainsi que les perturbations et par le choix de la fonction de coût à minimiser. La stratégie commune aux différents algorithmes de commande prédictive est résumée sur la figure Fig. 3.3 :

- Un modèle est explicitement utilisé pour prédire le comportement futur du système. A chaque instant k, les N_p mesures futures du système sont prédites en fonction de l'état courant du système et des commandes futures. L'horizon sur lequel est prédit la mesure est appelé horizon de prédiction. On note $\hat{\mathbf{y}}[k+j]$ avec $j = 1, ..., N_p$, les prédictions à l'instant $k + j$.
- Les commandes futures $\mathbf{u}[k + j]$ sont calculées sur un horizon de commande de taille N_u afin de minimiser un critère qui porte sur l'erreur entre les mesures prédites et une trajectoire de référence $\mathbf{r}[k + j]$. Si le modèle est linéaire et que le critère est quadratique sans contrainte, une solution explicite peut être obtenue.
- Toute la séquence d'échantillons futurs de commande est recalculée à chaque pas. Seul le premier échantillon de commande est réellement appliqué au système. Ainsi, la commande au prochain pas profite de la nouvelle mesure $\mathbf{y}[k + 1]$ disponible sur le système.

3.2.2 La commande prédictive généralisée

Mise en équation du système

Soit un système linéaire discret à m entrées et n sorties. Son comportement peut être modélisé par l'équation récursive ARIMAX (Auto Regressive Integrated Moving Average with eXternal inputs) suivante :

$$\mathbb{A}(q^{-1})\mathbf{y}[k] = \mathbb{B}(q^{-1})\mathbf{u}[k-1] + \frac{\mathbb{C}(q^{-1})}{\Delta(q^{-1})}\xi[k] \tag{3.1}$$

- q^{-1} est l'opérateur retard d'une période d'échantillonnage,
- $\mathbf{u}[k]$ est le vecteur des entrées du système de dimension m,
- $\mathbf{y}[k]$ est le vecteur des sorties du système de dimension n,
- $\xi[k]$ est un vecteur de dimension n définissant une séquence de variables aléatoires indépendantes telles que l'espérance $E\{\xi[k]\} = 0$.

Les paramètres du système sont donnés par les matrices de polynômes $\mathbb{A}(q^{-1})$, $\mathbb{B}(q^{-1})$, $\mathbb{C}(q^{-1})$, $\Delta(q^{-1})$ où

- $\mathbb{A}(q^{-1})$ et $\mathbb{C}(q^{-1})$ sont de dimension $n \times n$ et sont moniques [2],
- $\mathbb{C}(q^{-1}) = \mathbf{I}_{n\times n} c(q^{-1})$ est diagonale avec des termes égaux et a tous ses zéros stables (i.e. à l'intérieur du cercle unité),
- $\mathbb{B}(q^{-1})$ est de dimension $n \times m$,
- $\Delta(q^{-1})$ est de dimension 1×1.

Les polynômes de $\mathbb{A}(q^{-1})$, $\mathbb{B}(q^{-1})$, $\mathbb{C}(q^{-1})$, $\Delta(q^{-1})$ sont respectivement d'ordre na, nb, nc, $n\delta$:

$$\mathbb{A}(q^{-1}) = \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{A}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{A}_{na} q^{-na} \tag{3.2}$$

$$\mathbb{B}(q^{-1}) = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{B}_{nb} q^{-nb} \tag{3.3}$$

$$\mathbb{C}(q^{-1}) = \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc} q^{-nc} \tag{3.4}$$

$$\Delta(q^{-1}) = 1 + \delta_1 q^{-1} + ... + \delta_{n\delta} q^{-n\delta} \tag{3.5}$$

Dans le cas du correcteur GPC, on impose que $\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) = 1 - q^{-1}$. De cette façon, on force le correcteur GPC synthétisé à contenir un intégrateur.

Le polynôme $\mathbb{C}(q^{-1})$ sera choisi de manière à modéliser le spectre du bruit afin de générer un correcteur qui filtre les bruits du système.

Pour alléger les écritures, on notera les polynômes comme étant des fonctions implicites de q^{-1} : le polynôme $X(q^{-1})$ sera simplement noté X.

La fonction de coût

Le correcteur GPC a pour objectif de minimiser l'erreur quadratique entre les prédictions de la sortie et les consignes futures. Soit $\mathbf{r}$ le vecteur de consigne de l'asservissement dont la valeur est supposée connue non seulement à l'instant t présent mais également aux N_p instants d'échantillonnage futurs. Le correcteur GPC génère, à chaque instant d'échantillonnage, N_u incréments de commande $\delta\mathbf{u}$ de manière à minimiser la fonction de coût suivante :

$$J(k) = E\left\{\sum_{j=N_i}^{N_p} \|\hat{\mathbf{y}}[k+j] - \mathbf{r}[k+j]\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_u} \|\delta\mathbf{u}\,[k+j-1]\,\|^2\right\}$$
$$\text{avec :} \quad N_u < N_p \ \text{ et } \ \delta\mathbf{u}[k+j] = 0 \ \ \forall j \geq N_u \tag{3.6}$$

où N_i, N_p et N_u sont des entiers strictement positifs et λ est un scalaire positif. Ces termes sont définis comme suit :

- N_i est l'horizon d'initialisation,
- N_p est l'horizon de prédiction,
- N_u est l'horizon de commande,

2. Une matrice de polynômes est monique si son coefficient de plus haut degré est égal à $\mathbf{I}$.

– λ est la pondération de la commande.

On peut remarquer que la fonction $J(k)$ comprend deux termes. Le premier, $\sum_{j=N_i}^{N_p} \|\hat{\mathbf{y}}[k+j]-\mathbf{r}[k+j]\|^2$, est la somme des erreurs au carré entre les sorties prédites $\hat{\mathbf{y}}$ et les signaux de consignes futurs $\mathbf{r}$. Le second, $\sum_{j=1}^{N_u} \|\delta\mathbf{u}\,[k+j-1]\,\|^2$, est un terme proportionnel à l'énergie fournie par la commande. Ce terme est pondéré par λ. Ainsi, plus λ est faible, et moins la commande est pénalisée dans la fonction de coût, et par conséquent la réponse du correcteur est rapide. Ce terme permet d'éviter les signaux de commande trop importants pouvant saturer le système.

Calcul des prédictions

Le calcul de $\hat{\mathbf{y}}[k+j]$, prédiction optimale à l'instant k de la valeur de $\mathbf{y}$ à j pas d'échantillonnage en avance, nécessite la résolution de deux équations Diophantiennes [EC99], [RGW90]. En partant du modèle ARIMAX de la forme

$$\mathbb{A}\mathbf{y}[k] = \mathbb{B}\mathbf{u}[k-1] + \frac{\mathbb{C}}{\delta}\xi[k] \tag{3.7}$$

et en opérant l'équation 3.7 par δ, on obtient

$$\mathbb{A}\delta\mathbf{y}[k] = \mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{C}\xi[k] \tag{3.8}$$

avec

$$\begin{array}{rclcl} \delta\mathbf{y}[k] & = & (1-q^{-1})\mathbf{y}[k] & = & \mathbf{y}[k]-\mathbf{y}[k-1] \\ \delta\mathbf{u}[k] & = & (1-q^{-1})\mathbf{u}[k] & = & \mathbf{u}[k]-\mathbf{u}[k-1]. \end{array} \tag{3.9}$$

L'équation (3.8) décrit donc l'évolution de la variation de la sortie $\delta\mathbf{y}$ en fonction de la variation de l'entrée $\delta\mathbf{u}$ entre deux instants d'échantillonnage successifs.

On pose alors la première équation Diophantienne

$$\mathbb{C} = \mathbb{E}_j\mathbb{A}\delta + q^{-j}\mathbb{F}_j \tag{3.10}$$

avec :

$$\mathbb{E}_j = \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{E}_1^{(j)}q^{-1} + ... + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1} \tag{3.11}$$

$$\mathbb{F}_j = \mathbf{F}_0^{(j)} + \mathbf{F}_1^{(j)}q^{-1} + ... + \mathbf{F}_{nf}^{(j)}q^{-nf} \tag{3.12}$$

où $nf = \max(na, nc-j)$. On laisse alors apparaître la sortie à l'instant $k+j$ en multipliant l'équation (3.8) par $\mathbb{E}_j q^j$

$$\mathbb{E}_j\mathbb{A}\delta\mathbf{y}[k+j] = \mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k+j-1] + \mathbb{E}_j\mathbb{C}\xi[k+j]. \tag{3.13}$$

L'équation (3.10) nous donne $\mathbb{E}_j\mathbb{A}\delta = \mathbb{C} - q^{-j}\mathbb{F}_j$, que nous réinjectons dans (3.13) :

$$(\mathbb{C} - q^{-j}\mathbb{F}_j)\mathbf{y}[k+j] = \mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k+j-1] + \mathbb{E}_j\mathbb{C}\xi[k+j]. \tag{3.14}$$

On obtient après développement et en exploitant la forme particulière de $\mathbb{C}$ (matrice de polynômes diagonale avec des termes tous égaux)

$$\mathbf{y}[k+j] = \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j\mathbf{y}[k] + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k+j-1] + \mathbb{E}_j\xi[k+j]. \tag{3.15}$$

Comme le degré de $\mathbb{E}_j$ est $j-1$, le dernier terme de l'équation précédente ne contient que des valeurs futures de ξ. L'espérance de $\mathbb{E}_j\xi[k+j]$ étant nulle, la prédiction optimale $\hat{\mathbf{y}}[k+j]$ de $\mathbf{y}[k+j]$ à l'instant k est donc donnée par

$$\hat{\mathbf{y}}[k+j] = \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j\mathbf{y}[k] + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k+j-1]. \tag{3.16}$$

Séparation en réponse libre, réponse forcée

Le terme $\mathbb{E}_j\mathbb{B}\delta\mathbf{u}[k+j-1]$ contient les valeurs de la commande à des instants passés et futurs. La fonction de coût implique uniquement les valeurs de commande futures mais il est possible de les séparer en résolvant l'équation Diophantienne suivante

$$\mathbb{E}_j\mathbb{B} = \mathbb{C}\mathbb{G}_j + q^{-j}\mathbb{H}_j \tag{3.17}$$

avec :

$$\mathbb{G}_j = \mathbf{G}_0^{(j)} + \mathbf{G}_1^{(j)}q^{-1} + ... + \mathbf{G}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1} \tag{3.18}$$
$$\mathbb{H}_j = \mathbf{H}_0^{(j)} + \mathbf{H}_1^{(j)}q^{-1} + ... + \mathbf{H}_{nh}^{(j)}q^{-nh} \tag{3.19}$$

et $nh = \max(nc, nb) - 1$. Les matrices de polynômes $\mathbb{G}_j$ et $\mathbb{H}_j$ sont de dimension $n \times m$. L'utilisation de (3.17) dans (3.16) conduit finalement à

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{y}}[k+j] &= \mathbb{C}^{-1}\mathbb{F}_j\mathbf{y}[k] + \mathbb{G}_j\delta\mathbf{u}[k+j-1] + \mathbb{C}^{-1}\mathbb{H}_j\delta\mathbf{u}[k-1] \\ &= \mathbb{G}_j\delta\mathbf{u}[k+j-1] + \mathbb{C}^{-1}\Big[\mathbb{H}_j\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_j\mathbf{y}[k]\Big].\end{aligned} \tag{3.20}$$

Calcul de la solution optimale

$\mathbf{f} \in \mathbb{R}^{(N_p-N_i+1)n}$ est un vecteur constitué de la prédiction de la réponse libre du système pour les instants d'échantillonnage $\geq k+N_i$ (horizon d'initialisation) à $\leq k+N_p$

(horizon de prédiction) :

$$\mathbf{f} = \begin{bmatrix} \mathbb{C}^{-1}\Big[\mathbb{H}_{N_i}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_i}\mathbf{y}[k]\Big] \\ \mathbb{C}^{-1}\Big[\mathbb{H}_{N_i+1}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_i+1}\mathbf{y}[k]\Big] \\ \vdots \\ \mathbb{C}^{-1}\Big[\mathbb{H}_{N_p}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_p}\mathbf{y}[k]\Big] \end{bmatrix}. \tag{3.21}$$

Soit $\delta\mathbf{U} \in \mathbb{R}^{N_u m}$, le vecteur contenant les incréments de $\mathbf{u}$, sachant que $\delta\mathbf{u}[k+j] = 0$ $\forall j \geq N_u$ (cf. équation (3.6)) :

$$\delta\mathbf{U} = \Big[\delta\mathbf{u}[k]^T, \delta\mathbf{u}[k+1]^T, ..., \delta\mathbf{u}[k+N_u-1]^T\Big]^T. \tag{3.22}$$

Soit $\hat{\mathbf{Y}} \in \mathbb{R}^{(N_p-N_i+1)n}$, le vecteur contenant les prédictions des sorties à partir de l'horizon d'initialisation :

$$\hat{\mathbf{Y}} = \Big[\hat{\mathbf{y}}[k+N_i]^T, \hat{\mathbf{y}}[k+N_i+1]^T, ..., \hat{\mathbf{y}}[k+N_p]^T\Big]^T. \tag{3.23}$$

On peut alors réécrire l'équation (3.20) pour $N_i \leq j \leq N_p$ sous forme matricielle :

$$\hat{\mathbf{Y}} = \mathcal{G}\delta\mathbf{U} + \mathbf{f} \tag{3.24}$$

avec $\mathcal{G} \in \mathbb{R}^{(N_p-N_i+1)n \times N_u m}$ défini comme suit :

$$\mathcal{G} = \begin{bmatrix} \mathbf{G}_{N_i-1} & \dots & \mathbf{G}_0 & \dots & \dots & 0 \\ \mathbf{G}_{N_i} & \mathbf{G}_{N_i-1} & \dots & \mathbf{G}_0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{G}_{N_u-1} & \mathbf{G}_{N_u-2} & \mathbf{G}_{N_u-3} & \dots & \dots & \mathbf{G}_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{G}_{N_p-1} & \mathbf{G}_{N_p-2} & \mathbf{G}_{N_p-3} & \dots & \mathbf{G}_{N_p-N_u+1} & \mathbf{G}_{N_p-N_u} \end{bmatrix}. \tag{3.25}$$

Les termes $\mathbf{G}_k$ avec $0 \leq k \leq N_p - 1$ sont des matrices $n \times m$ qui sont les coefficients de la matrice de polynômes $\mathbb{G}_j$ (voir équation (3.18)), solution de l'équation Diophantienne (3.17)).

La fonction de coût quadratique (3.6) s'écrit à présent :

$$J = (\hat{\mathbf{Y}} - \mathbf{R})^T(\hat{\mathbf{Y}} - \mathbf{R}) + \lambda\delta\mathbf{U}^T\delta\mathbf{U} \tag{3.26}$$

où $\mathbf{R} \in \mathbb{R}^{(N_2-N_1+1)n}$ est un vecteur contenant les signaux de consigne futurs à partir de l'horizon d'initialisation :

$$\mathbf{R} = [\mathbf{r}[k+N_i]^T, ..., \mathbf{r}[k+N_p]^T]^T. \tag{3.27}$$

La valeur minimale de J au sens des moindres carrés est donc obtenue pour $\delta\mathbf{U} = \delta\mathbf{U}^*$ avec :

$$\delta\mathbf{U}^* = (\mathcal{G}^T\mathcal{G} + \lambda I)^{-1}\mathcal{G}^T(\mathbf{R} - \mathbf{f}) = \mathbf{K}(\mathbf{R} - \mathbf{f}). \tag{3.28}$$

La matrice $\mathbf{K} \in \mathbb{R}^{N_u m \times (N_p - N_i + 1)n}$ est la matrice de gain optimal du correcteur GPC.

Implémentation du correcteur GPC

L'équation (3.28) permet d'obtenir la valeur présente et les valeurs futures optimales des incréments de la commande jusqu'à l'horizon de commande. Mais seule la première valeur de $\delta\mathbf{U}^*$ à savoir $\delta\mathbf{u}^*[k]$ est utilisée. A l'instant $k+1$ d'échantillonnage suivant, la commande optimale $\delta\mathbf{u}^*[k]$ est recalculée. La commande $\mathbf{u}[k]$ est donc générée de la manière suivante :

$$\mathbf{u}[k] = \mathbf{u}[k-1] + \delta\mathbf{u}^*[k] \tag{3.29}$$

avec :

$$\begin{aligned}
\delta\mathbf{u}^*[k] \;&=\; \mathbf{K}_{11}\left[\mathbf{r}[k+N_i] - \mathbb{C}^{-1}\left[\mathbb{H}_{N_i}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_i}\mathbf{y}[k]\right]\right] \\
&+\; \mathbf{K}_{12}\left[\mathbf{r}[k+N_i+1] - \mathbb{C}^{-1}\left[\mathbb{H}_{N_i+1}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_i+1}\mathbf{y}[k]\right]\right] \\
&\;\vdots \\
&+\; \mathbf{K}_{1(N_p-N_i+1)}\left[\mathbf{r}[k+N_p] - \mathbb{C}^{-1}\left[\mathbb{H}_{N_p}\delta\mathbf{u}[k-1] + \mathbb{F}_{N_p}\mathbf{y}[k]\right]\right].
\end{aligned} \tag{3.30}$$

Les $\mathbf{K}_{1j}$ sont des matrices $m \times n$ qui forment la première ligne de la matrice de gain optimal $\mathbf{K}$.

Un des atouts de la commande prédictive est la possibilité d'anticiper une consigne connue à l'avance. Cette propriété est notamment exploitée pour le rejet de perturbation quasi-périodique, afin de compenser la bande passante limitée des robots médicaux [GGdM+05],[BC06]. Lorsque l'application ne permet pas la connaissance des consignes futures, il est possible de fixer le vecteur des consignes futures à la valeur courante de la consigne.

Réglage de $\mathbb{C}(q^{-1})$

Les propriétés de bruits et de perturbations sont incluses dans le modèle ARIMAX par les polynômes $\mathbb{C}$ et Δ. Le polynôme Δ est fixé à $1 - q^{-1}$ de manière à modéliser les perturbations constantes. $\mathbb{C}$ n'a pas d'influence sur le transfert entre la consigne et la sortie, il intervient uniquement dans le transfert entre la perturbation et la sortie. Dans certains cas, il est possible d'identifier le polynôme $\mathbb{C}$ à l'aide d'algorithmes d'identification. Sinon, $\mathbb{C}$ devient un paramètre de réglage du correcteur. Dans la plupart des mises en oeuvre du correcteur GPC de la littérature, le polynôme $\mathbb{C}$ n'est pas considéré et est donc fixé à $\mathbf{I}_{n\times n}$. La résolution des équations diophantiennes se trouve de ce fait simplifiée. Cependant, $\mathbb{C}$ est un paramètre ayant un rôle primordial sur la robustesse du GPC. Dans [RC91], une étude complète de l'influence du polynôme $\mathbb{C}$ sur la robustesse et le rejet de perturbation est proposée. On trouve également des explications à ce sujet dans le cadre de la commande UPC (Unified Predictive Control) dans l'ouvrage de Söeterboek [Sö92].

Pour les systèmes stables (i.e. $\mathbb{A}$ a tous ses zéros à l'intérieur du cercle unité) et où la matrice de polynômes $\mathbb{A}$ est diagonale à termes égaux, un bon choix consiste à prendre [Sö92]

$$\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - \mu q^{-1}). \tag{3.31}$$

Pour les systèmes instables, le réglage suivant permet de synthétiser un correcteur robuste

$$\mathbb{C} = \mathbf{I}_{n\times n}(1 - \mu q^{-1})^{na+1} \tag{3.32}$$

avec $0 \leq \mu \leq 1$. La robustesse augmente alors lorsque μ augmente au détriment de la performance face au rejet de perturbation. μ est en général choisi compris entre $0,6$ et $0,9$.

3.2.3 Utilisation d'un modèle de bruit répétitif

Le correcteur GPC prévoit le rejet de perturbations constantes par l'utilisation d'un modèle ARIMAX avec le polynôme $\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) = 1 - q^{-1}$. Dans sa thèse, R. Ginhoux [Gin03] inclut un modèle de bruit issu de la commande répétitive (voir section 3.3) en vue de rejeter des perturbations périodiques en sortie. Le modèle de bruit répétitif utilisé est de la forme $\Delta_R(q^{-1}) = 1 - q^{-N}$ où N est la période de la perturbation en pas d'échantillonnage. De ce fait, un modèle ARIMAX modifié est proposé avec le polynôme $\Delta = \delta\Delta_R$:

$$\mathbb{A}\mathbf{y}[k] = \mathbb{B}\mathbf{u}[k-1] + \frac{\mathbb{C}}{\delta\Delta_R}\xi[k]. \tag{3.33}$$

L'équation (3.33) peut être mise sous la forme suivante en multipliant par Δ_R

$$\mathbb{A}\Delta_R\mathbf{y}[k] = \mathbb{B}\Delta_R\mathbf{u}[k-1] + \frac{\mathbb{C}}{\delta}\xi[k]. \tag{3.34}$$

Un correcteur R-GPC (Repetitive Generalized Predictive Controller) peut alors être calculé en suivant la même méthodologie que pour le correcteur GPC classique mais en utilisant les matrices de polynômes $\mathbb{A}_R = \mathbb{A}\Delta_R$ et $\mathbb{B}_R = \mathbb{B}\Delta_R$ en lieu et place de $\mathbb{A}$ et $\mathbb{B}$ lors de la résolution des équations Diophantiennes (3.10) et (3.17).

3.2.4 Mise sous forme RST

Afin de pouvoir analyser la stabilité du correcteur GPC, il est interessant de le mettre sous une forme plus classique. Le correcteur GPC décrit par la loi de commande (3.30) peut être mis sous la forme RST [NKC01] (voir Fig. 3.4), où $\mathbb{R}(q^{-1})$ et $\mathbb{S}(q^{-1})$ sont des matrices de polynômes de dimensions respectives $m \times m$ et $m \times n$ dépendant de l'opérateur de retard q^{-1}. A l'inverse, la matrice de polynôme $\mathbb{T}(q)$ de dimension $m \times n$ dépend de l'opérateur d'avance q faisant ainsi apparaître la connaissance des consignes futures.

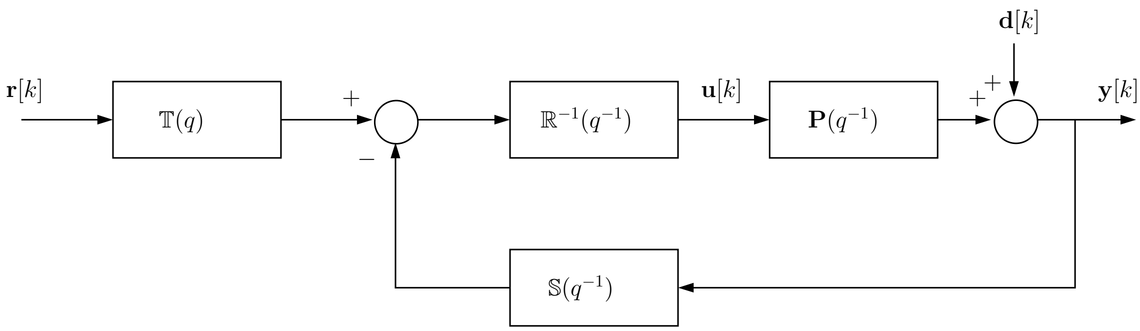


FIGURE 3.4 – Schéma bloc du correcteur GPC sous forme RST.

En se rappelant que $\mathbb{C}(q^{-1}) = c(q^{-1})\mathbf{I}_{n\times n}$, on peut mettre l'équation (3.30) sous la forme suivante

$$\delta\mathbf{u}[k] = \bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{Q}}\mathbf{r}[k] - q^{-1}c^{-1}\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{H}}\delta\mathbf{u}[k] - c^{-1}\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{F}}\mathbf{y}[k] \tag{3.35}$$

où $\bar{\mathbf{K}}$ est la matrice de dimension $m \times n(N_p - N_i + 1)$. $\bar{\mathbb{H}}$ et $\bar{\mathbb{F}}$ sont des matrices de polynômes de dimensions respectives $n(N_p - N_i + 1) \times m$ et $n(N_p - N_i + 1) \times n$. Elles sont données par

$$\bar{\mathbf{K}} = \left[\mathbf{K}_{11} \ldots \mathbf{K}_{1(N_p - N_i + 1)}\right], \bar{\mathbb{H}} = \begin{bmatrix} \mathbb{H}_{N_i} \\ \vdots \\ \mathbb{H}_{N_p} \end{bmatrix}, \bar{\mathbb{F}} = \begin{bmatrix} \mathbb{F}_{N_i} \\ \vdots \\ \mathbb{K}_{N_p} \end{bmatrix}$$

La matrice de polynômes $\bar{\mathbb{Q}}$ de dimension $n(N_p - N_i + 1) \times n$ fait apparaître les consignes futures

$$\bar{\mathbb{Q}} = \begin{bmatrix} q^{N_i}\mathbf{I}_{n\times n} \\ q^{N_i+1}\mathbf{I}_{n\times n} \\ \vdots \\ q^{N_p}\mathbf{I}_{n\times n} \end{bmatrix}$$

On peut alors mettre la loi de commande sous la forme RST

$$(c\mathbf{I}_{m\times m} + q^{-1}\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{H}})\delta\mathbf{u}[k] = c\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{Q}}\mathbf{r}[k] - \bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{F}}\mathbf{y}[k] \tag{3.36}$$

dans laquelle on identifie

$$
\begin{aligned}
\mathbb{R} &= (c\mathbf{I}_{m\times m} + q^{-1}\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{H}})\delta, & (3.37)\\
\mathbb{S} &= \bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{F}}, & (3.38)\\
\mathbb{T} &= c\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbb{Q}}. & (3.39)
\end{aligned}
$$

La stabilité de la boucle fermée peut alors être étudiée à partir des polynômes $\mathbb{R}$ et $\mathbb{S}$. Le pré-filtre $\mathbb{T}$ à réponse impulsionnelle finie n'a pas d'influence sur la stabilité puisqu'il se trouve en-dehors de la boucle (Fig. 3.4).

3.2.5 Analyse de robustesse en stabilité du R-GPC

Dans sa thèse, R. Ginhoux [Gin03] a proposé l'inclusion d'un modèle de bruit répétitif dans un correcteur GPC. Cette nouvelle loi de commande a été appliquée à la compensation des mouvements respiratoires en chirurgie laparoscopique. Cependant, aucune analyse des propriétés du correcteur n'a été faite. Nous proposons ici de quantifier la robustesse en stabilité ainsi que la performance en rejet de perturbation du correcteur R-GPC.

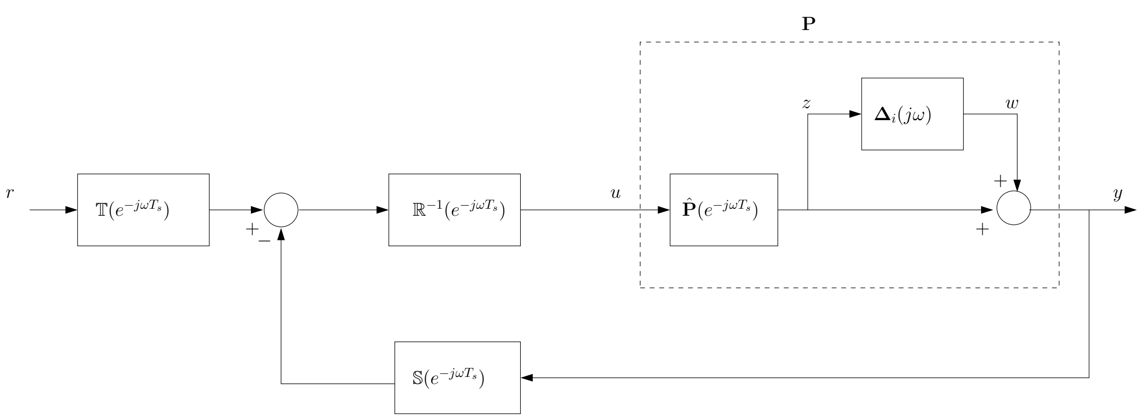


FIGURE 3.5 – Schéma de l'asservissement faisant apparaître les incertitudes multiplicatives en sortie .

On considère ici la robustesse en stabilité de la loi de commande R-GPC aux incertitudes multiplicatives en sortie $\mathbf{\Delta}_i$ (Fig. 3.5). Le système incertain $\mathbf{P}$ est alors relié au système nominal $\hat{\mathbf{P}}$ par la relation

$$\mathbf{P} = (\mathbf{I} + \mathbf{\Delta}_i)\hat{\mathbf{P}}.$$

On peut également exprimer l'incertitude $\mathbf{\Delta}_i$ de la manière suivante

$$\mathbf{\Delta}_i = \mathbf{P}\hat{\mathbf{P}}^{-1} - \mathbf{I}. \tag{3.40}$$

Si le bloc d'incertitude $\mathbf{\Delta}_i$ ainsi que le système nominal bouclé sont stables, alors, d'après le théorème du faible gain [Lev96], le système incertain bouclé demeure stable sous l'effet d'une incertitude $\mathbf{\Delta}_i$ si (Fig. 3.6)

$$\bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))\bar{\sigma}(\mathbf{\Delta}_i(j\omega)) < 1 \ \forall \ \omega \tag{3.41}$$

où $\bar{\sigma}(\mathbf{M})$ est la valeur singulière maximale du transfert $\mathbf{M}$ entre les signaux de sortie w et d'entrée z du bloc d'incertitude.

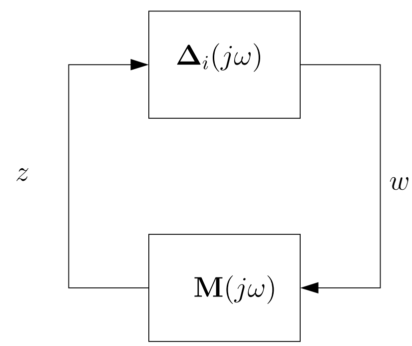


FIGURE 3.6 – Schéma équivalent pour l'analyse de robustesse.

D'après la Fig. 3.5, on a

$$\begin{aligned} \mathbf{z} &= -\hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}(\mathbf{w}+\mathbf{z}) \\ &= -[\mathbf{I}+\hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}]^{-1}\hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}\mathbf{w} \end{aligned} \tag{3.42}$$

d'où

$$\mathbf{M} = -[\mathbf{I}+\hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}]^{-1}\hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}.$$

En utilisant les équations (3.40) et (3.41), la condition de stabilité robuste devient

$$\bar{\sigma}(\mathbf{P}(e^{-j\omega T_s})\hat{\mathbf{P}}^{-1}(e^{-j\omega T_s}) - \mathbf{I}) < \frac{1}{\bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))} \ \forall \ \omega. \tag{3.43}$$

Cette condition prend en compte les erreurs de modélisation dynamiques et statiques. Pour notre application, comme nous le verrons dans le chapitre 4, les erreurs de modélisation proviennent essentiellement de la matrice Jacobienne. Si on ne considère que les erreurs de modélisation sur les gains de la matrice Jacobienne, la condition de stabilité robuste devient

$$||\mathbf{J}\hat{\mathbf{J}}^{-1} - \mathbf{I}||_2 < \frac{1}{\max_\omega \bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))} = \frac{1}{||\mathbf{M}(j\omega)||_\infty}. \tag{3.44}$$

Il faut avoir à l'esprit que ces conditions de stabilité sont suffisantes mais pas nécessaires. Autrement dit, le système bouclé peut être stable même lorsque ces conditions ne sont pas respectées. Cependant, le respect de ces conditions implique obligatoirement la stabilité du système bouclé.

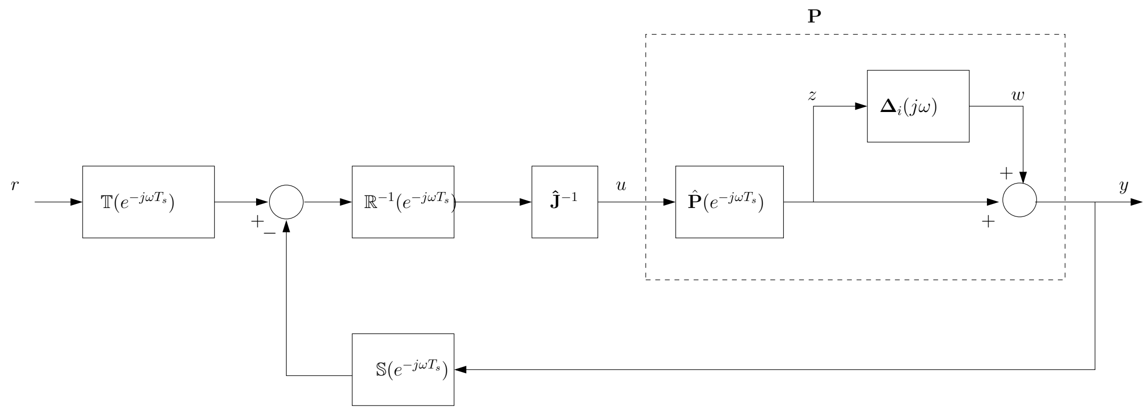


FIGURE 3.7 – Découplage du système par inversion de la Jacobienne estimée.

Si on considère que le système nominal a été découplé en multipliant la commande calculée par le correcteur R-GPC par l'inverse de la Jacobienne estimée (Fig. 3.7), le modèle utilisé pour calculer le correcteur est alors le suivant

$$\hat{\mathbf{P}}_{dec}(z^{-1}) = \hat{\mathbf{J}}\frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}}\hat{\mathbf{J}}^{-1} = \mathbf{I}\frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}} = \mathbf{I}\hat{p}$$

avec $\hat{p} = \frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}}$.

Les matrices de polynômes de la forme RST issues de ce correcteur R-GPC seront alors également découplées : $\mathbb{R}(z^{-1}) = \mathbf{I}r(z^{-1})$, $\mathbb{S}(z^{-1}) = \mathbf{I}s(z^{-1})$ et $\mathbb{T}(z^{-1}) = \mathbf{I}t(z^{-1})$.

Dans ce cas, le transfert $\mathbf{M}$ s'écrit

$$\mathbf{M} = -\mathbf{I}\frac{\hat{p}s}{r+\hat{p}s}.$$

En utilisant le système découplé, la borne des conditions de stabilité (3.43) et (3.44) devient indépendante de la Jacobienne estimée et donc de la zone de travail.

Les Fig. 3.8 et 3.9 présentent la valeur de $\bar{\sigma}(\mathbf{M}(j\omega))$ en fonction du filtre $\mathbb{C}$ et du facteur de pondération λ pour le correcteur R-GPC calculé pour le système découplé, i.e. $\mathbb{A} = \mathbf{I}(1-z^{-1})$ et $\mathbb{B} = \mathbf{I}T_s z^{-4}$. Les autres paramètres de réglage du correcteur R-GPC sont les suivants :

- l'horizon de commande $N_u = 30$,
- l'horizon d'initialisation $N_i = 5$,
- l'horizon de prédiction $N_p = 35$,
- et la période de la perturbation vaut 5s soit $N = 125$.

Pour chaque cas, la stabilité du système bouclé nominal est vérifiée.

La Fig. 3.8 montre que le choix du filtre $\mathbb{C}$ influe grandement sur la marge de stabilité. Si $\mathbb{C}$ est choisi égal à $\mathbf{I}$, une forte résonance apparaît autour de la pulsation $10 rad \cdot s^{-1}$, ce qui réduit sensiblement les erreurs de modélisation statique autorisées. De plus, les hautes fréquences sont faiblement atténuées, la stabilité robuste aux erreurs de modèle dans cette gamme de fréquence ne peut être garantie que dans une faible

	$\lambda = 0,1$	$\lambda = 1$
$\mathbb{C} = \mathbf{I}$	0,24	0,31
$\mathbb{C} = \mathbf{I}(1 - 0,9z^{-1})$	0,3	0,32
$\mathbb{C} = \mathbb{A}$	0,44	0,49
$\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - 0,9z^{-1})$	0,53	0,51
$\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$	1	1

TABLE 3.1 – $\frac{1}{||\mathbf{M}(j\omega)||_\infty}$ pour le système découplé.

mesure. L'augmentation de l'ordre de $\mathbb{C}$ permet cependant de réduire la résonance et d'améliorer la marge de stabilité aux hautes fréquences.

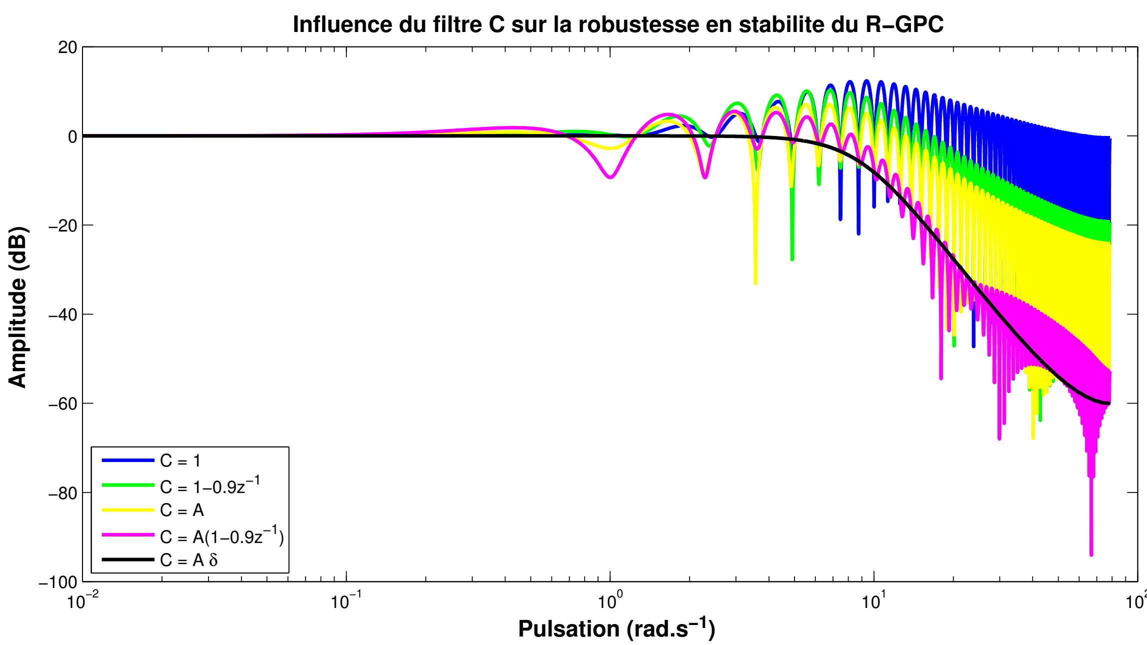


FIGURE 3.8 – $\bar{\sigma}(\mathbf{M})$ pour le système découplé avec $\lambda = 0,1$ pour différents filtres $\mathbb{C}$. Influence du filtre $\mathbb{C}$ sur la robustesse en stabilité.

Comme le montre la Fig. 3.9, le facteur de pondération λ permet également, dans une moindre mesure, de modifier la marge de stabilité en hautes fréquences. En effet, en augmentant λ, les variations du signal de commande sont davantage pénalisées dans la fonction de coût, ce qui permet d'atténuer le gain du correcteur aux hautes fréquences.

Le tableau 3.1 donne la borne de stabilité robuste statique (3.44) pour les différents filtres $\mathbb{C}$ et facteurs de pondération λ étudiés.

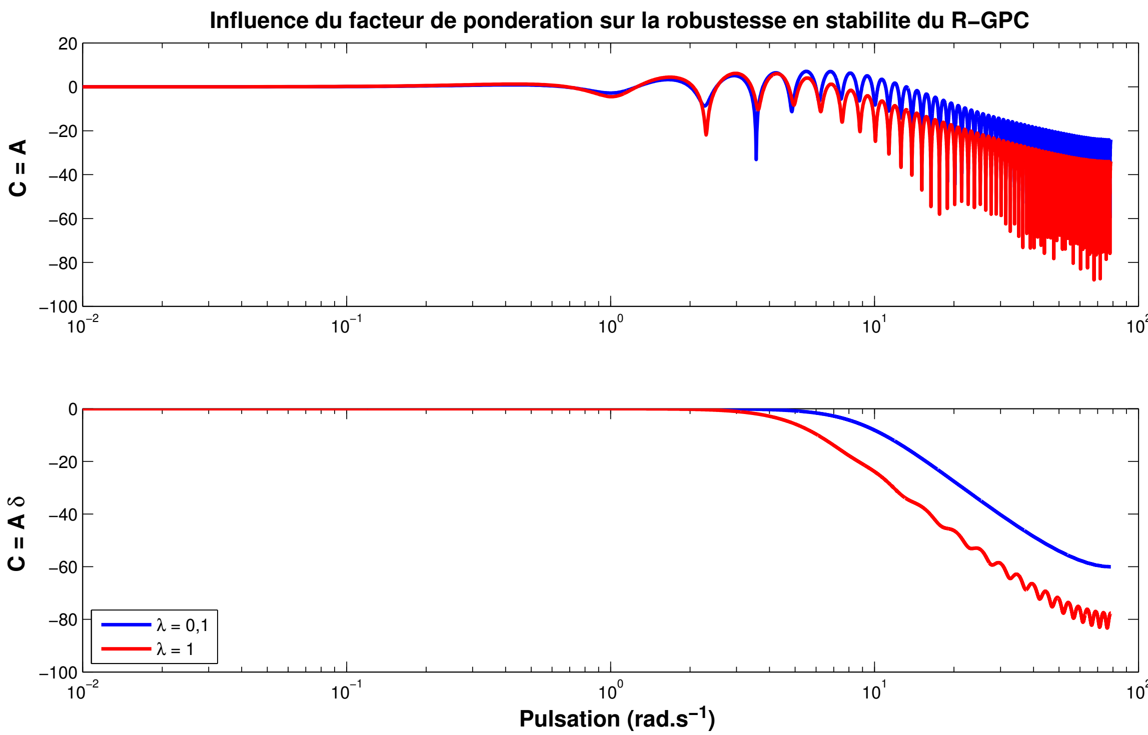


FIGURE 3.9 – $\bar{\sigma}(\mathrm{M})$ pour le système découplé pour $\lambda = 0,1$ ou 1. Influence du facteur de pondération λ sur la robustesse en stabilité.

3.2.6 Performance du correcteur R-GPC en rejet de perturbations périodiques

On observe ici l'influence du choix du filtre $\mathbb{C}$ et du facteur de pondération de la commande λ sur les performances en rejet de perturbations du correcteur R-GPC pour le système nominal.

Le transfert entre la perturbation de sortie $\mathbf{d}$ de sortie et la sortie $\mathbf{y}$ est donné par (voir Fig. 3.4)

$$\begin{aligned} \mathbf{y} &= \mathbf{d} - \hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}\mathbf{y} \\ \Rightarrow \mathbf{T}_{d\to y} &= [\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbb{R}^{-1}\mathbb{S}]^{-1}. \end{aligned} \tag{3.45}$$

Pour le système découplé, on obtient

$$\mathbf{T}_{d\to y} = \mathbf{I}\frac{r}{r+\hat{p}s}. \tag{3.46}$$

Les Fig. 3.10 et 3.11 présentent la valeur de $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y}(j\omega))$ en fonction du filtre $\mathbb{C}$ et du facteur de pondération λ pour le correcteur R-GPC calculé pour le système découplé avec les mêmes réglages que précédemment.

On peut remarquer que le choix du filtre $\mathbb{C}$ n'influe pas sur les propriétés de rejet de perturbations périodiques du correcteur R-GPC. En effet, on peut voir sur la Fig. 3.10 que les valeurs de $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y})$ aux harmoniques de la perturbation périodique sont identiques quelque soit le filtre $\mathbb{C}$. Au contraire, une augmentation du facteur de pondération de la commande a pour conséquence de réduire sensiblement les performances du rejet de perturbations périodiques.

3.3 La commande répétitive

Les signaux périodiques apparaissent fréquemment dans des situations pratiques lorsque des objets sont soumis à un mouvement rotatif ou lorsque des mouvements de *pick and place* sont à effectuer. Pour traiter ces cas de manière efficace, le domaine de la commande répétitive (*Repetitive Control*) a émergé dans les années 1980. La commande répétitive a pour vocation le rejet de perturbations et/ou le suivi asymptotique de consignes périodiques. Le concept de correcteur répétitif a été initié par Inoue et al. [IIN81], [INI81]. Sa motivation première était le contrôle de l'alimentation des électro-aimants d'un synchrotron à protons (i.e. d'un accélérateur de particules).

3.3.1 Correcteur répétitif continu

L'originalité de la commande répétitive est l'application d'un modèle interne unique pour tout signal périodique de période T_r. Le principe du modèle interne proposé par Wohnam et Francis [FW75] énonce que si un signal exogène peut être décrit comme la

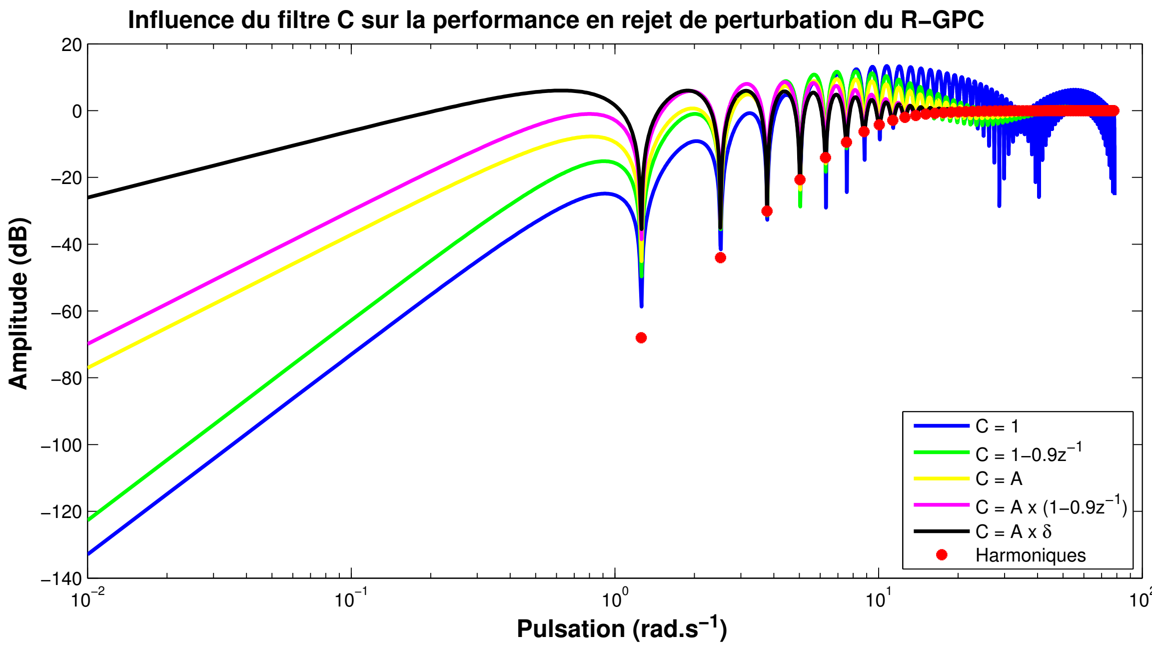


FIGURE 3.10 – $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d \to y})$ pour le système découplé avec $\lambda = 0,1$ pour différents filtres $\mathbb{C}$. Influence du filtre $\mathbb{C}$ sur la performance en rejet de perturbations périodiques. Les points rouges donnent la valeur $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d \to y})$ aux harmoniques de la perturbation périodique. Elles sont identiques pour tous les filtres $\mathbb{C}$.

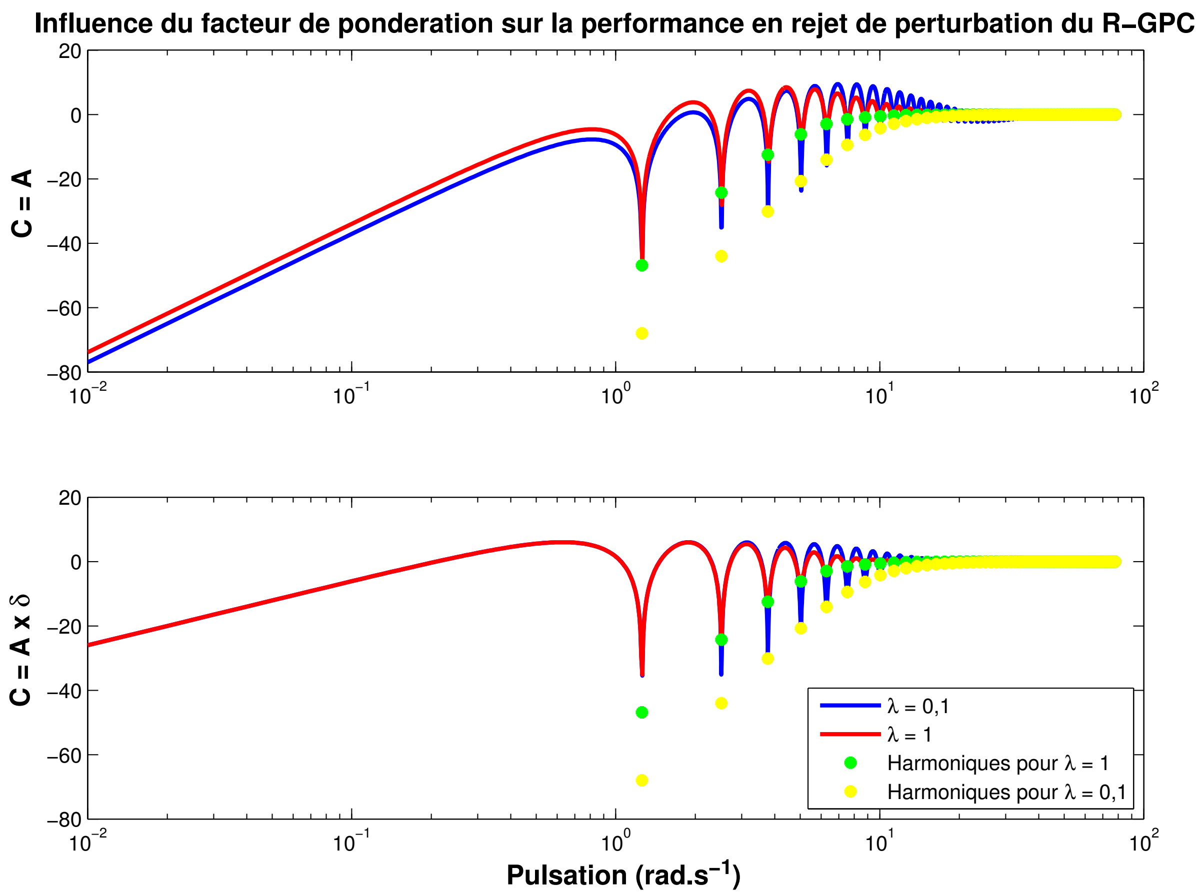


FIGURE 3.11 – $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y})$ pour le système découplé pour $\lambda = 0,1$ et 1. Influence du facteur de pondération λ sur la performance en rejet de perturbations périodiques. Les points jaunes et verts donnent la valeur $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y})$ aux harmoniques de la perturbation périodique.

sortie d'un système autonome, alors l'inclusion du modèle du système autonome dans une boucle fermée stable garantit le suivi ou le rejet parfait du signal.

Tout signal périodique peut être généré par un retard avec une boucle de rétroaction positive comme le montre la figure 3.12.

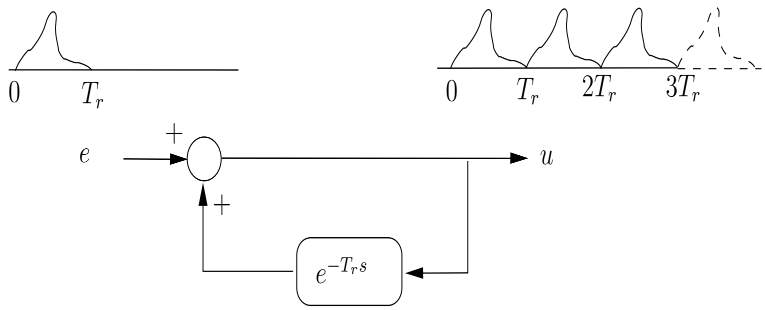


FIGURE 3.12 – Générateur de signal périodique continu de période T_r.

La fonction de transfert de e vers u, $F_{eu}(s)$ est égale à

$$F_{eu}(s) = \frac{1}{1 - e^{-T_r s}}.$$

Le dénominateur de $F_{eu}(j\omega)$ vaut zéro aux harmoniques de la perturbation, i.e. pour $\omega = \frac{2\pi k}{T_r}$ pour $k = 0, 1, 2, ...$ De ce fait, le gain de $F_{eu}(j\omega)$ est infini à ces fréquences. Le principe du correcteur répétitif est d'apporter un gain infini aux harmoniques de la perturbation. Néanmoins, de tels gains peuvent rapidement provoquer l'instabilité en boucle fermée en raison des dynamiques mal modélisées du système. En ajoutant un filtre passe-bas $Q(s)$ en série avec le retard, Inoue et al. [Ino90] améliorent la robustesse du correcteur répétitif au prix de la dégradation des performances du rejet des harmoniques hautes fréquences.

3.3.2 Correcteur répétitif discret

La première implémentation numérique du correcteur répétitif est proposée dans [NH86]. Pour un système discret où la période d'échantillonnage est fixée à T_s, le générateur de signal périodique de période T_r (voir Fig. 3.13) s'écrit

$$F_{eu}(z^{-1}) = \frac{1}{1 - z^{-N}}$$

où $N = \frac{T_r}{T_s}$ est le nombre de périodes d'échantillonnage dans une période de perturbation.

Dans [TTC89], une forme générale du correcteur répétitif monovariable basée sur le principe du modèle interne est présentée. Le système à asservir est décrit par la relation

$$y(z) = \frac{z^{-d} B(z^{-1})}{A(z^{-1})} u(z).$$

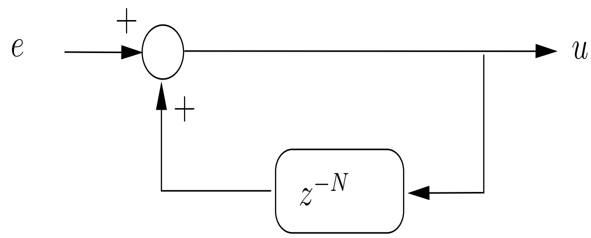


FIGURE 3.13 – Générateur de signal périodique discret de période T_r avec $N = \frac{T_r}{T_s}$.

Le correcteur $C_r(z^{-1})$ qui inclut le générateur de signal périodique s'écrit

$$C_r(z^{-1}) = \frac{S(z^{-1})}{R(z^{-1})(1 - z^{-N})}.$$

Le dénominateur de la boucle fermée (Fig. 3.14) s'écrit alors

$$den(z^{-1}) = R(z^{-1})A(z^{-1})(1 - z^{-N}) + z^{-d}B(z^{-1})S(z^{-1}). \tag{3.47}$$

$R(z^{-1})$ et $S(z^{-1})$ doivent alors être choisis de manière à ce que $den(z^{-1})$ soit asymptotiquement stable, i.e. les racines de $den(z^{-1})$ doivent être de module inférieur à 1. Si on impose le dénominateur de la boucle fermée, l'équation (3.47) est une équation Diophantienne et l'existence de solutions pour $R(z^{-1})$ et $S(z^{-1})$ est assurée si $z^{-d}B(z^{-1})$ et $A(z^{-1})(1 - z^{-N})$ sont premiers entre eux [3]. Lorsque N est grand, il devient difficile de résoudre l'équation Diophantienne et les ordres de $R(z^{-1})$ et $S(z^{-1})$ deviennent importants.

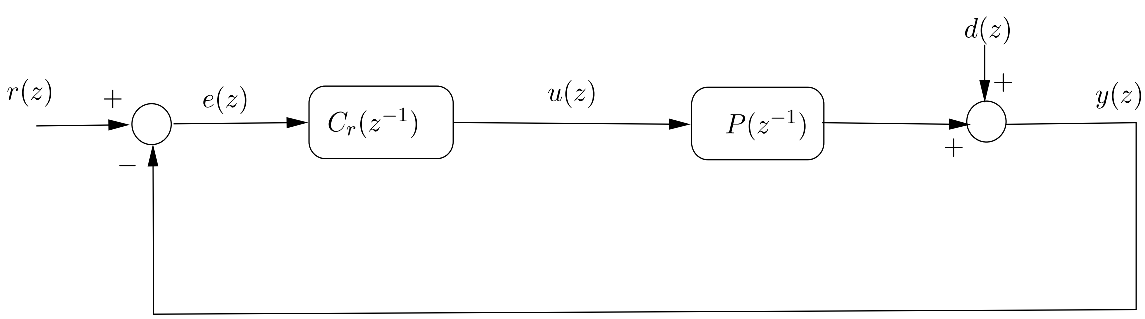


FIGURE 3.14 – Schéma de la boucle fermée avec un correcteur répétitif.

3. Deux polynômes sont premiers entre eux s'ils n'ont aucun facteur non constant en commun.

3.3.3 Forme standard : correcteur PRC (Prototype Repetitive Controller)

On considère à présent le cas où le correcteur répétitif s'écrit sous la forme moins générale

$$\mathbf{C}_r(z^{-1}) = \frac{Q(z,z^{-1})z^{-N}}{1-Q(z,z^{-1})z^{-N}}\mathbf{L}(z,z^{-1}). \tag{3.48}$$

La loi de commande associée est donnée par

$$\mathbf{u}[k] = Q(q,q^{-1})(\mathbf{u}[k-N] + \mathbf{L}(q,q^{-1})\mathbf{e}[k-N]).$$

La commande à l'instant k est la répétition de la commande à la période précédente à laquelle s'ajoute un terme d'amélioration obtenu à l'aide du signal d'erreur.

Le transfert en boucle fermée vers l'erreur $\mathbf{e}$ s'obtient alors comme suit (Fig. 3.15)

$$\mathbf{e}(z) = \mathbf{r}(z) - \mathbf{d}(z) - \mathbf{PL}\frac{Qz^{-N}}{1-Qz^{-N}}\mathbf{e}(z) \tag{3.49}$$

$$\Rightarrow \mathbf{e}(z) = Q(\mathbf{I}-\mathbf{PL})z^{-N}\mathbf{e}(z) + (1-Qz^{-N})(\mathbf{r}(z)-\mathbf{d}(z)) \tag{3.50}$$

$$\Rightarrow \mathbf{e}(z) = [\mathbf{I} + Qz^{-N}(\mathbf{PL}-\mathbf{I})]^{-1}(1-Qz^{-N})(\mathbf{r}(z)-\mathbf{d}(z)). \tag{3.51}$$

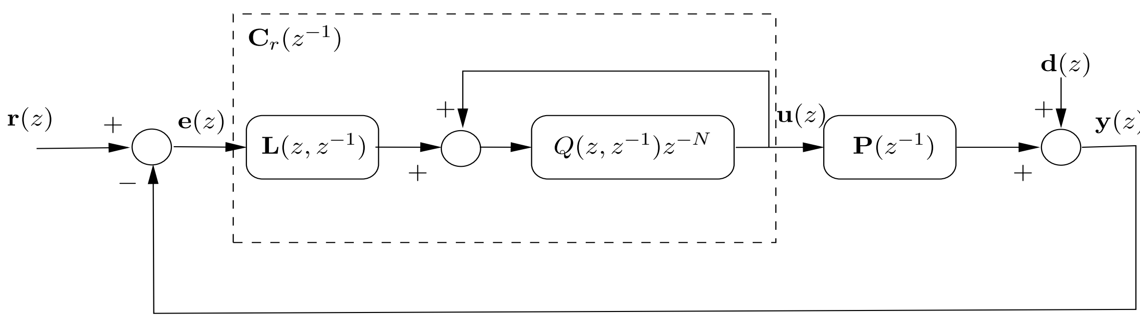


FIGURE 3.15 – Schéma de la boucle fermée avec un correcteur PRC.

Stabilité du correcteur répétitif

On reconnaît dans l'équation (3.51), l'équation caractéristique d'un système bouclé ayant pour fonction de transfert en boucle ouverte $Q(z,z^{-1})z^{-N}(\mathbf{P}(z^{-1})\mathbf{L}(z,z^{-1})-\mathbf{I})$. En appliquant le théorème du faible gain [Lev96], on peut conclure que la boucle fermée est stable si $Q(z,z^{-N})$, $\mathbf{L}(z,z^{-1})$ et $\mathbf{P}(z^{-1})$ sont stables et si

$$\left\| Q(z,z^{-1})\Big(\mathbf{P}(z^{-1})\mathbf{L}(z,z^{-1})-\mathbf{I}\Big)\right\|_\infty < 1 \text{ avec } z = e^{j\omega T_s}\ \forall\ \omega T_s \in [0,\pi]. \tag{3.52}$$

Cette condition suffisante de stabilité n'est valable que lorsque le système à commander est stable[4].

Si ce n'est pas le cas, on stabilise dans un premier temps le système à l'aide d'une boucle interne et d'un correcteur classique. $\mathbf{P}(z^{-1})$ dans (3.52) correspond alors à la fonction de transfert du système stabilisé.

Performance du correcteur répétitif

D'après l'équation (3.51), on voit que lorsque $Q(z, z^{-1}) = 1$, le module du numérateur de la fonction de transfert en boucle fermée vaut 0 pour toutes les harmoniques de la perturbation inférieures à la fréquence de Nyquist :

$$\left|1 - e^{-j\omega NT_s}\right| = 0,\ \forall\ \omega T_s = \frac{2k\pi}{N},\ k = 0, 1, ..., \frac{N}{2} \tag{3.53}$$

ce qui signifie que le correcteur répétitif est capable de suivre parfaitement les consignes périodiques et également de rejeter les perturbations périodiques.

Par ailleurs, par transformée en z inverse, l'equation (3.50) conduit à

$$\mathbf{e}[k] = Q(\mathbf{I} - \mathbf{PL})\mathbf{e}[k - N] + (1 - Qq^{-N})(\mathbf{r}[k] - \mathbf{d}[k]). \tag{3.54}$$

Il apparaît que la réponse libre de l'erreur s'annule en une période de la perturbation si $\mathbf{PL} = \mathbf{I}$.

Réglage de $\mathbf{L}(z, z^{-1})$

Au vu des remarques précédentes, il semble intéressant de choisir $\mathbf{L}(z, z^{-1})$ comme l'inverse de la fonction de transfert du modèle du système $\mathbf{P}(z^{-1})$. Ce choix est possible pour les systèmes monovariables n'ayant pas de zéros instables et pour les systèmes multivariables carrés dont aucun transfert ne présente de zéros instables et dont le retard pur est le même sur tous les transferts. Ce choix correspond à un cas particulier du correcteur PRC présenté ci-dessous.

Tomizuka et al. [TTC89] proposent d'utiliser la forme suivante, basée sur le correcteur ZPETC (Zero Phase Error Tracking Controller), pour les systèmes monovariables à non minimum de phase et l'appellent ***Prototype Repetitive Controller***. $L(z, z^{-1})$ est alors donné par

$$L(z, z^{-1}) = \frac{z^{d+nu} A(z^{-1})(z^{-nu} B^{-}(z))}{B^{+}(z^{-1}) b}$$

4. Une exception peut être faite si le système ne présente qu'un unique pôle instable en z = 1. Il est alors possible de compenser le pôle en z = 1 du système avec $\mathbf{L}$. Si Q est choisi comme un filtre à gain statique unitaire, alors z = 1 est une racine du polynôme $1 - Q(z, z^{-1})z^{-N}$. Dans ce cas, la compensation pôle/zéro entre $\mathbf{L}$ et $\mathbf{P}$ n'est pas effective dans la réalisation puisqu'une compensation du zéro en z = 1 de $\mathbf{L}$ se fait de manière interne dans le correcteur répétitif. Cependant, la compensation entre $\mathbf{L}$ et $\mathbf{P}$ reste valable dans la relation (3.52)

$$\text{avec } b = \max_{\omega} |B^{-}(e^{-j\omega T_s})|^2$$

où $B(z^{-1}) = B^{+}(z^{-1})B^{-}(z^{-1})$ avec $B^{+}(z^{-1})$ la partie stable du polynôme $B(z^{-1})$ et $B^{-}(z^{-1})$ la partie instable, nu l'ordre de $B^{-}(z^{-1})$. $B^{-}(z)$ est obtenu en remplaçant chaque z^{-1} par z dans $B^{-}(z^{-1})$. N est supposé supérieur à $d + nu$ pour que $C_r(z^{-1})$ soit réalisable.

De cette manière, le produit $P(z^{-1})L(z, z^{-1})$ est donné par

$$P(z^{-1})L(z, z^{-1}) = \frac{B^{-}(z)B^{-}(z^{-1})}{b}.$$

Dans ce cas, la phase de $P(z^{-1})L(z, z^{-1})$ vaut 0 pour toutes les fréquences car $B^{-}(e^{-j\omega T_s})$ et $B^{-}(e^{j\omega T_s})$ sont complexes conjugués. De plus, le facteur b permet d'assurer que le gain de $P(z^{-1})L(z, z^{-1})$ sera inférieur à 1 pour toutes les fréquences, respectant de ce fait la condition de stabilité (3.52). Malheureusement, le temps de convergence se trouvera également dégradé aux fréquences où le gain de $P(z^{-1})L(z, z^{-1})$ est faible devant 1.

Dans [PL04], Longman et al. proposent une autre méthode pour définir le filtre $L(z, z^{-1})$. Il est choisi comme étant un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF). De tels filtres ne contiennent pas de pôles et sont de ce fait toujours stables. Les coefficients du filtre sont alors déterminés par un algorithme d'optimisation dans le domaine des fréquences. Deux fonctions de coût visant à approximer l'inverse du système sont proposées :

$$J_1 = \sum_{k=0}^{N_\omega} [L(e^{j\omega_k T_s}, e^{-j\omega_k T_s}) - P^{-1}(e^{-j\omega_k T_s})] W_k [L(e^{j\omega_k T_s}, e^{-j\omega_k T_s}) - P^{-1}(e^{-j\omega_k T_s})]^*$$

$$J_2 = \sum_{k=0}^{N_\omega} [P(e^{-j\omega_k T_s})L(e^{j\omega_k T_s}, e^{-j\omega_k T_s}) - 1] W_k [P(e^{-j\omega_k T_s})L(e^{j\omega_k T_s}, e^{-j\omega_k T_s}) - 1]^*$$

où * désigne le complexe conjugué, N_ω est le nombre de fréquences uniformément réparties de 0 à la fréquence de Nyquist, i.e. $\omega_k T_s = \frac{k\pi}{N_\omega}$ et W_k permet de pondérer les différentes fréquences.

Réglage de $Q(z, z^{-1})$

Le rôle du filtre $Q(z, z^{-1})$ est de rendre robuste la loi de commande répétitive. En effet, on voit dans l'équation (3.52) que la condition de stabilité est relâchée pour les fréquences où le gain de Q est faible. Il est en général difficile d'identifier un modèle capturant toutes les dynamiques du procédé, spécialement dans les hautes fréquences. On choisit donc en général un filtre passe-bas pour Q.

Néanmoins, la forme du filtre Q influe également sur la performance du suivi et du rejet de signaux périodiques. Si, pour simplifier, on suppose que $\mathbf{L}(z, z^{-1})\mathbf{P}(z^{-1}) = \mathbf{I}$, alors l'équation (3.51) se simplifie

$$\mathbf{e}(z) = (1 - Q(z, z^{-1})z^{-N})(\mathbf{r}(z) - \mathbf{d}(z)). \tag{3.55}$$

Le gain du transfert aux harmoniques du signal périodique est alors donné par

$$\left|1 - Q(e^{j\omega T_s}, e^{-j\omega T_s})e^{-j\omega N T_s}\right| = \left|1 - Q(e^{j\omega T_s}, e^{-j\omega T_s})\right|, \ \forall\ \omega T_s = \frac{2k\pi}{N},\ k = 0, 1, ..., \frac{N}{2}. \tag{3.56}$$

Pour un gain donné du filtre $|Q|$, le module $|1 - Q|$ est minimal si la phase du filtre $\Phi(Q)$ vaut 0 ou un multiple de 2π.

On choisit donc en général un filtre passe bas à déphasage nul et de gain statique unitaire de la forme

$$Q(z, z^{-1}) = \frac{\alpha_0 + \sum_{i=1}^{p} \alpha_i(z^i + z^{-i})}{\alpha_0 + 2\sum_{i=1}^{p} \alpha_i}$$

avec $p < N - d - nu$.

Réglage du correcteur PRC pour l'endoscope motorisé

Dans notre application, le modèle de notre système $\hat{\mathbf{P}}$ contient un unique pôle en 1 et son inverse est stable. On peut donc choisir $\mathbf{L} = \hat{\mathbf{P}}^{-1}$. La condition de stabilité du correcteur PRC (3.52) avec $\mathbf{L} = \hat{\mathbf{P}}^{-1}$ s'écrit

$$\left\| Q\left(\mathbf{P}\hat{\mathbf{P}}^{-1} - \mathbf{I}\right)\right\|_{\infty} < 1. \tag{3.57}$$

qui peut se réécrire de la façon suivante

$$\bar{\sigma}(\mathbf{P}\hat{\mathbf{P}}^{-1} - \mathbf{I}) < \frac{1}{\bar{\sigma}(Q)}. \tag{3.58}$$

Si on ne considère que les erreurs de modélisation sur les gains de la matrice Jacobienne et du fait que le filtre Q est passe bas sans résonance à gain statique unitaire, la condition de stabilité robuste devient

$$||\mathbf{J}\hat{\mathbf{J}}^{-1} - \mathbf{I}||_2 < 1. \tag{3.59}$$

Plusieurs choix seront utilisés pour le filtre Q. Nous les spécifierons lors de leur utilisation.

3.4 Résultats de simulation

Dans cette section, nous présentons des résultats de simulation des correcteurs répétitifs et R-GPC. Les simulations ont été effectuées sur un modèle SISO décrivant la dynamique de notre système robotique. Le système et le modèle sont donnés par

$$P(z^{-1}) = (1 + \Delta_i)\hat{P}(z^{-1}) \text{ avec } \hat{P}(z^{-1}) = z^{-4}\frac{T_s}{1 - z^{-1}} \tag{3.60}$$

où $T_s = 0.04s$ est la période d'échantillonnage et Δ_i est une incertitude multiplicative sur le gain du système. 3 valeurs seront testées : $\Delta_i = 0$, $\Delta_i = 0,35$, $\Delta_i = -0,35$. Les correcteurs PRC et R-GPC sont construits avec le modèle nominal $\hat{P}$. Dans le cas du PRC, le filtre $Q(z, z^{-1})$ est choisi de la manière suivante $Q(z, z^{-1}) = 0.01(z^{-3} + z^3) + 0.075(z^{-2} + z^2) + 0.24(z^{-1} + z) + 0.35$ ce qui correspond à un filtre passe-bas de fréquence de coupure à -3 dB de 2.97 Hz. Ce choix est justifié par le fait que la perturbation périodique ne contient plus d'harmoniques significatives au delà de 3 Hz (voir Fig. 3.2).

Les paramètres des correcteurs R-GPC sont choisis comme suit

- horizon de commande $N_u = 30$,
- horizon d'initialisation $N_i = 5$,
- horizon de prédiction $N_p = 35$,
- pondération de la commande $\lambda = 0.1$.
- Etant donné que, dans notre application, nous ne disposons pas des consignes futures puisqu'elles sont imposées au cours du temps par l'utilisateur, le vecteur de consignes futures du correcteur R-GPC est rempli à chaque pas avec la valeur courante de la consigne.

Une perturbation périodique de période $T_r = 5$s est présente en sortie du système durant toute la simulation

$$p[k] = 100 \cdot sin(\frac{2\pi}{N}k) + 50 \cdot sin(3 \cdot \frac{2\pi}{N}k) \tag{3.61}$$

avec $N = \frac{T_r}{T_rs} = 125$. Les correcteurs sont activés à $t = 10$s. Un changement de consigne de type échelon est demandé à $t = 50$s. Un échelon de perturbation en sortie se produit à $t = 90$s.

La Fig.3.16 montre la réponse de la boucle fermée avec le correcteur PRC. La perturbation périodique est apprise en 1 période de la perturbation et est parfaitement compensée par la suite. Le changement de consigne est effectué en quelques pas (l'ordre du filtre Q) mais avec une période de perturbation de retard. La perturbation en échelon est également rejetée en quelques pas avec une période de retard. En présence d'erreurs sur le gain du modèle, les deux correcteurs ont besoin de plusieurs périodes pour rejeter les perturbations et effectuer le changement de consigne. On peut remarquer, dans ce cas, une décroissance exponentielle de l'erreur à chaque période de la perturbation.

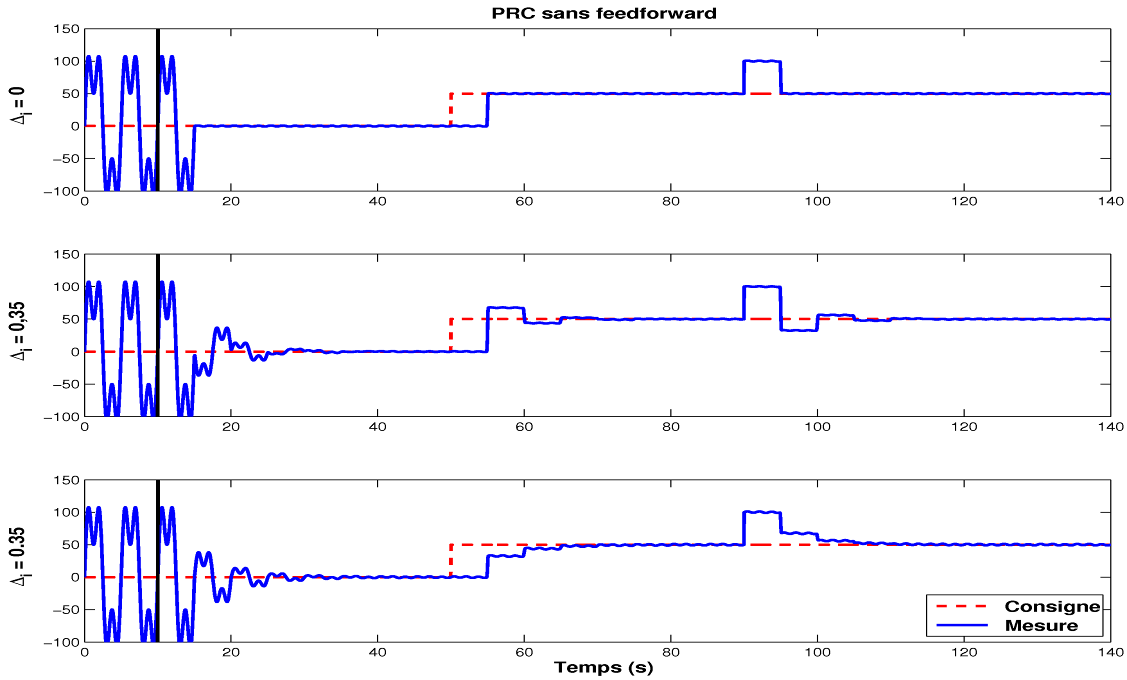


FIGURE 3.16 – Simulation du correcteur PRC.

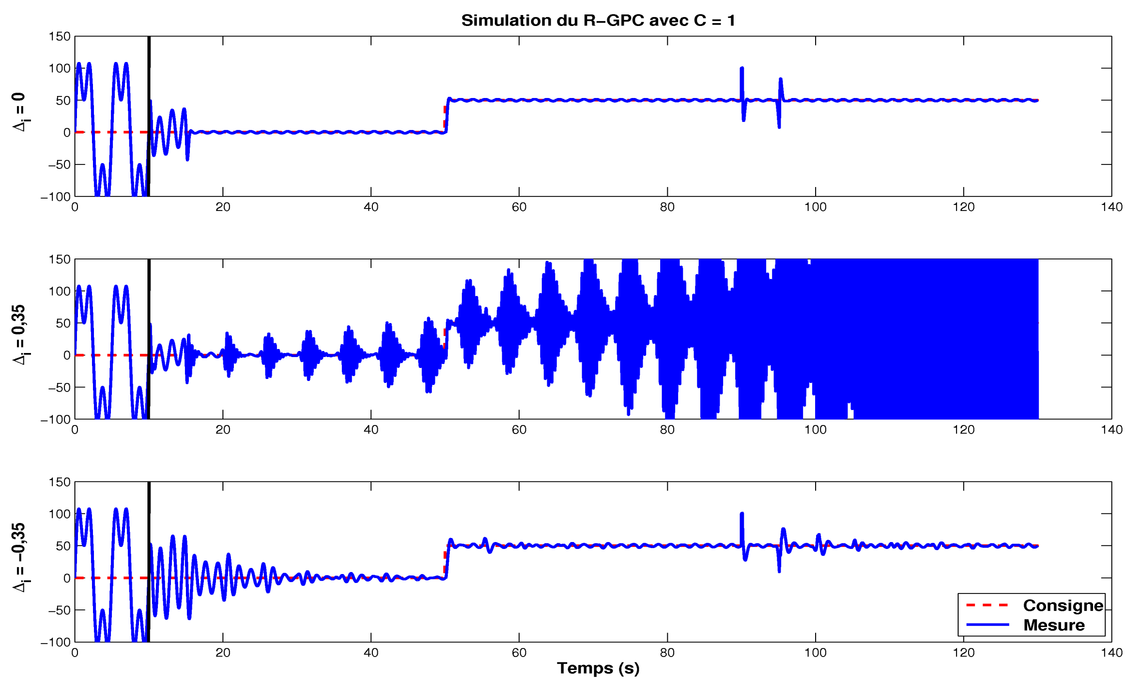


FIGURE 3.17 – Simulation du correcteur R-GPC avec $\mathbb{C}(z^{-1}) = 1$.

La Fig. 3.17 montre la réponse de la boucle fermée avec le correcteur R-GPC utilisant le filtre $\mathbb{C}(z^{-1}) = 1$. La perturbation périodique est fortement réduite lors de la première période puis parfaitement compensée les cycles suivants. Le changement de consigne est immédiatement pris en compte. Le rejet de perturbation en échelon fait apparaître un fort dépassement. On peut également remarquer que la perturbation non périodique est répétée dans le sens inverse par le correcteur à la période suivante de la perturbation périodique puis rejetée avec le même dépassement. La boucle fermée est instable pour $\Delta_i = 0.35$. Pour $\Delta_i = -0.35$, on remarque que plusieurs périodes sont nécessaires pour rejeter la perturbation périodique. Le changement de consigne laisse apparaître quelques faibles oscillations espacées à chaque fois d'une période de la perturbation. La perturbation non périodique est également répétée puis suivie d'oscillations aux périodes suivantes.

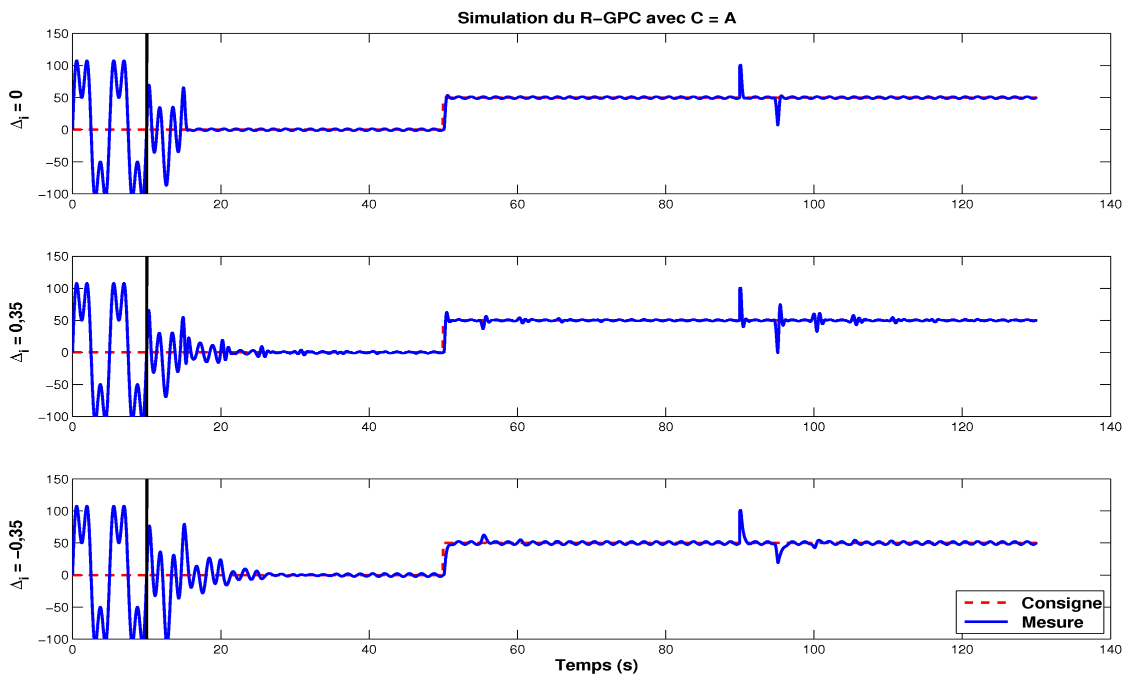


FIGURE 3.18 – Simulation du correcteur R-GPC avec $\mathbb{C}(z^{-1}) = \mathbb{A}$.

La Fig.3.18 montre la réponse de la boucle fermée avec le correcteur R-GPC dans le cas où $\mathbb{C}(z^{-1})$ est choisi égal à $\mathbb{A}(z^{-1})$. La perturbation périodique est également réduite pendant la première période et est totalement compensée par la suite. Le suivi de consigne reste quant à lui inchangé. La perturbation en échelon est immédiatement rejetée sans dépassement avec la même dynamique que le suivi de consigne, une répétition apparaît également après une période de la perturbation. La boucle fermée reste stable malgré les incertitudes positives et négatives. Néanmoins, comme pour le cas précédent, plusieurs périodes sont nécessaires pour apprendre la perturbation périodique, et des oscillations apparaissent après le changement de consigne et la perturbation non périodique.

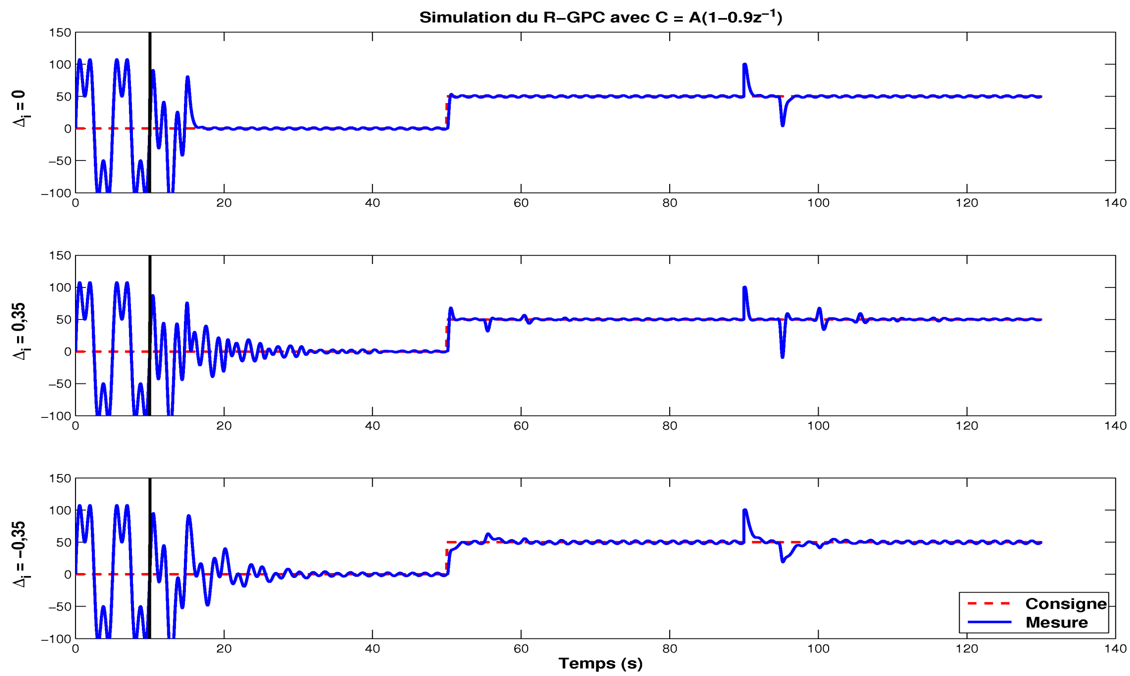


FIGURE 3.19 – Simulation du correcteur R-GPC avec $\mathbb{C}(z^{-1}) = \mathbb{A}(1 - 0,9z^{-1})$.

La Fig.3.19 montre la réponse de la boucle fermée avec le correcteur R-GPC avec le filtre $\mathbb{C}(z^{-1})$ égal à $\mathbb{A}(z^{-1})(1 - 0,9z^{-1})$. La réponse est proche de celle obtenue dans le cas précédent. On peut cependant noter que la dynamique du rejet de perturbation non périodique est plus faible. Le nombre d'oscillations lors de la présence d'erreurs de modèle est en revanche réduit.

La figure Fig.3.20 montre la réponse de la boucle fermée avec le correcteur R-GPC en utilisant le filtre $\mathbb{C}(z^{-1}) = \mathbb{A}(z^{-1})(1 - z^{-1})$. Les perturbations périodiques en sortie sont inchangées pendant une période puis parfaitement rejetées à la période suivante. Le changement de consigne est immédiatement pris en compte. La perturbation en échelon est seulement rejetée après une période de la perturbation. Il est à noter que le comportement est très proche de celui du PRC mais avec une dynamique du rejet de perturbation en échelon moindre. Toutefois, le facteur de pondération de la commande permet de régler cette dynamique.

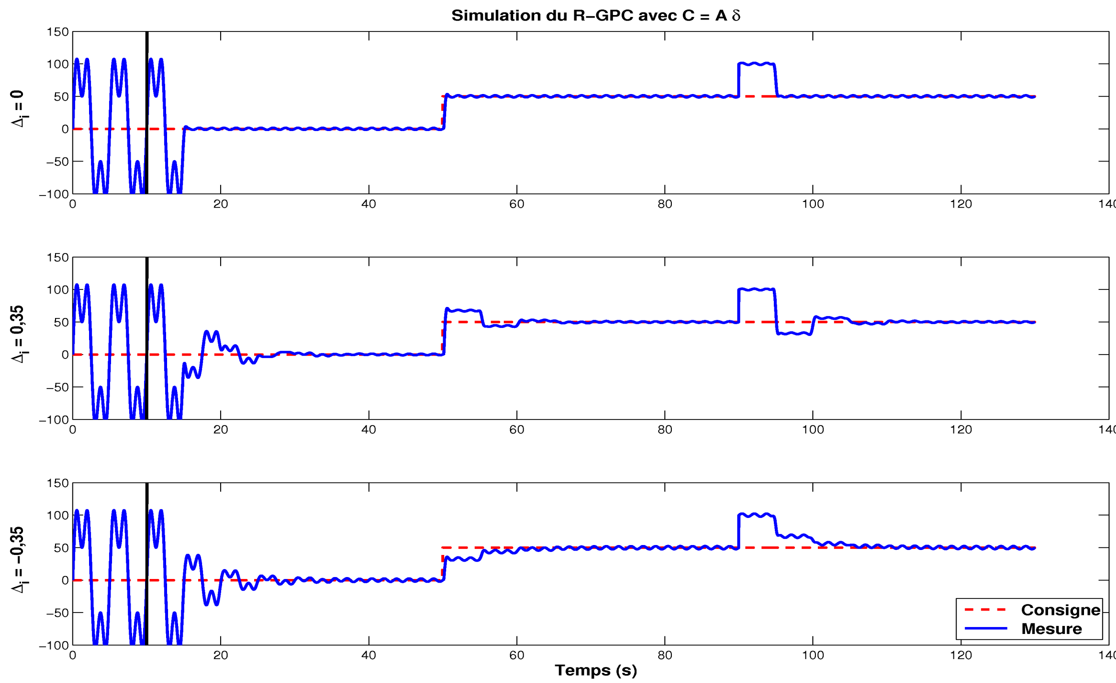


FIGURE 3.20 – Simulation du correcteur R-GPC avec $\mathbb{C}(z^{-1}) = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$.

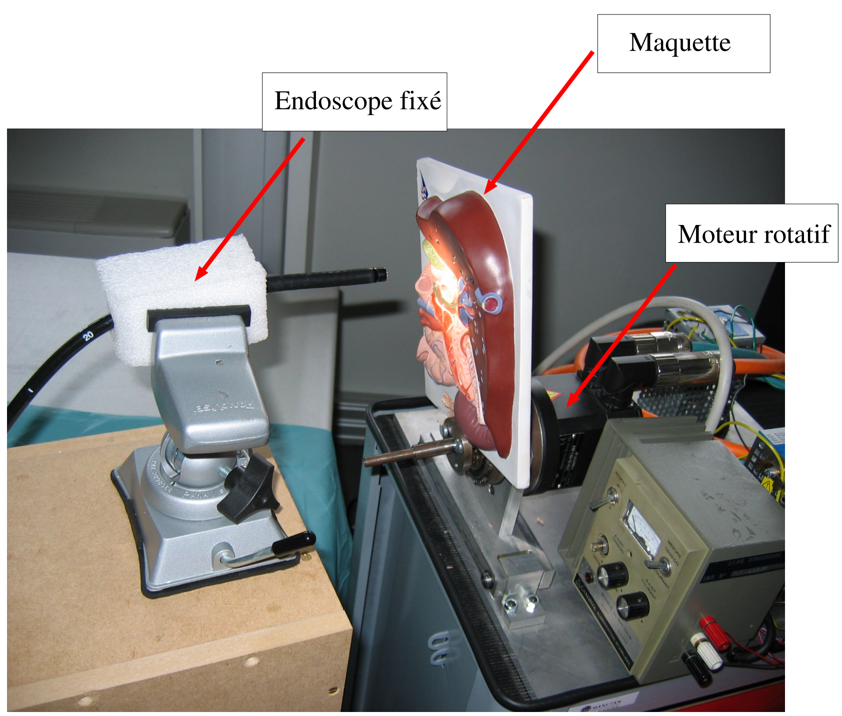


FIGURE 3.21 – Banc de test utilisé dans toutes les expériences de laboratoire.

3.5 Expérimentations en conditions de laboratoire

Un banc de test a été développé pour valider en laboratoire les différentes stratégies de commande. Un modèle de la cavité abdominale est utilisé pour simuler l'environnement in vivo (voir figure 3.21). Le modèle est fixé à un dispositif motorisé. Il est ainsi possible de réaliser des mouvements périodiques. La perturbation périodique a une période $T = 5$s ce qui correspond à peu près au rythme respiratoire. Le corps de l'endoscope est posé sur une table et la seule source de perturbation est due au mouvement de la cible.

Les correcteurs PRC et R-GPC sont calculés pour le modèle découplé du système à savoir

$$\mathbf{y}(z^{-1}) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \frac{z^{-4}T_s}{1 - z^{-1}} \mathbf{u}(z^{-1}). \tag{3.62}$$

Il est alors possible d'obtenir la forme ARMA suivante en vue de l'utilisation avec le correcteur R-GPC

$$\begin{bmatrix} 1 - z^{-1} & 0 \\ 0 & 1 - z^{-1} \end{bmatrix} \mathbf{y}(z^{-1}) = z^{-4}T_s \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{u}(z^{-1}). \tag{3.63}$$

La commande calculée par les correcteurs est alors multipliée par l'inverse de la Jacobienne estimée $\hat{\mathbf{J}}$ avant d'être envoyée au système (voir Fig. 3.7 en section 3.2.5). Le correcteur PRC est réglé avec le même filtre $Q(z, z^{-1})$ que celui utilisé lors des simulations. Les gains de la matrice Jacobienne sont estimés avant l'expérience à partir de déplacements en boucle ouverte en maintenant la cible statique.

Le correcteur R-GPC est utilisé avec les mêmes paramètres que pour les simulations et avec $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$. Il n'a pas été possible d'obtenir la stabilité avec d'autres choix de filtre $\mathbb{C}$. En effet, des essais en simulation ont montré que pour d'autres choix de $\mathbb{C}$, la présence de jeux (mis en évidence en section 4.2.1) est critique pour la stabilité de l'asservissement.

Les figures 3.22 et 3.23 présentent les résultats de la stabilisation sur le dispositif expérimental de laboratoire. Les deux correcteurs permettent d'atteindre une erreur résiduelle proche de zéro. Cependant le temps de convergence peut être très long. Ce phénomène s'explique également par la présence de jeux dans le système dont la compensation s'améliore de période en période grâce aux capacités d'apprentissage des deux correcteurs.

3.6 Expérimentations *in vivo*

Nous avons réalisé des expériences de compensation du mouvement respiratoire en conditions *in vivo* (Fig. 3.24). Les expériences ont eu lieu à l'IRCAD [IRC] sur un cochon anesthésié et placé sous respirateur artificiel. La tête flexible de notre endoscope motorisé a été insérée dans la cavité abdominale en passant par un trocart au travers

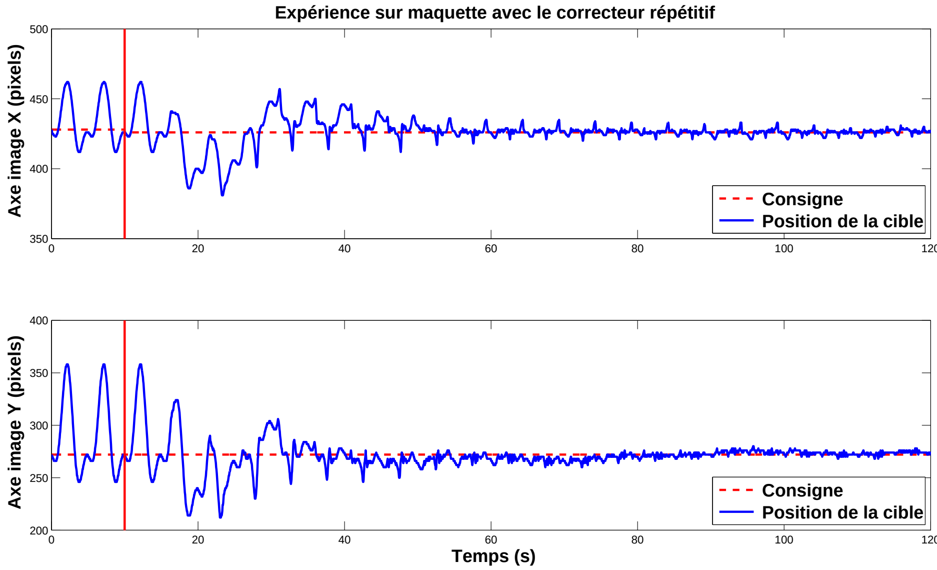


FIGURE 3.22 – Compensation du mouvement respiratoire en conditions de laboratoire avec le correcteur PRC. Le correcteur est activé à t = 10s.

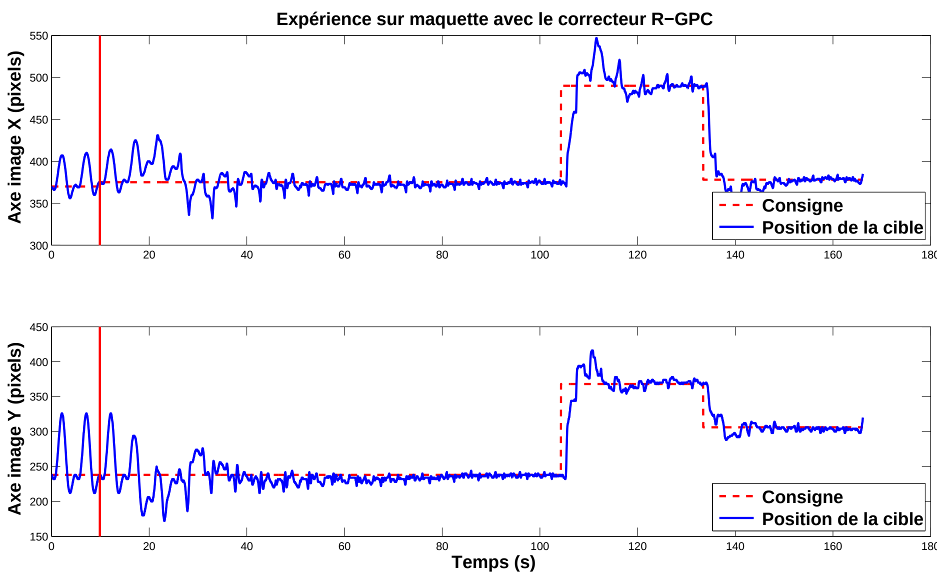


FIGURE 3.23 – Compensation du mouvement respiratoire en conditions de laboratoire avec le correcteur R-GPC. Le correcteur est activé à t = 10s.

de la paroi abdominale de manière à réduire le temps de mise en place du dispositif

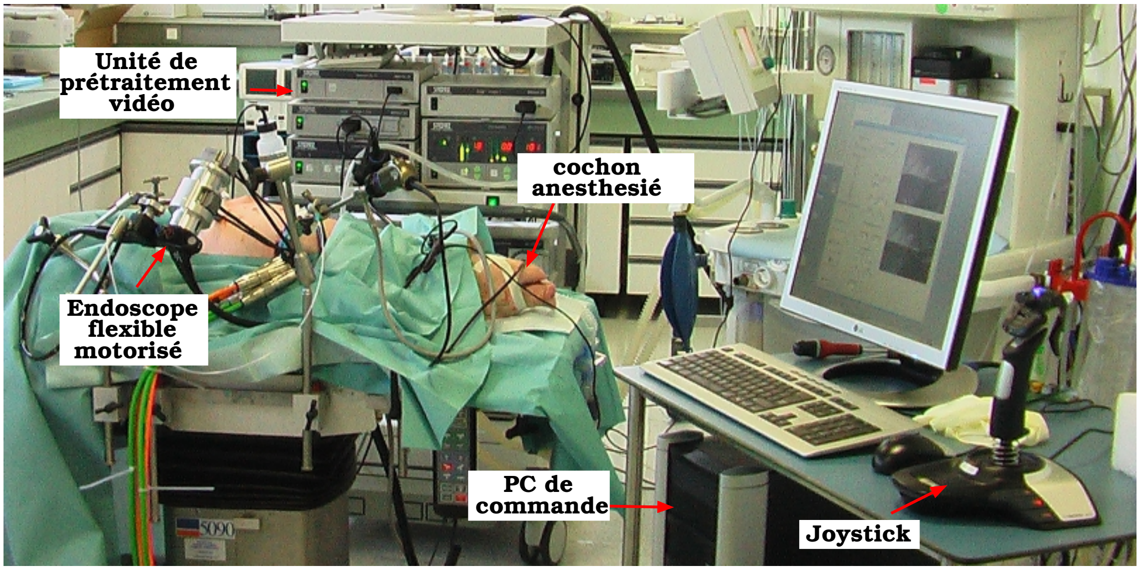


FIGURE 3.24 – Photo du dispositif expérimental de compensation active du mouvement respiratoire en conditions *in vivo*.

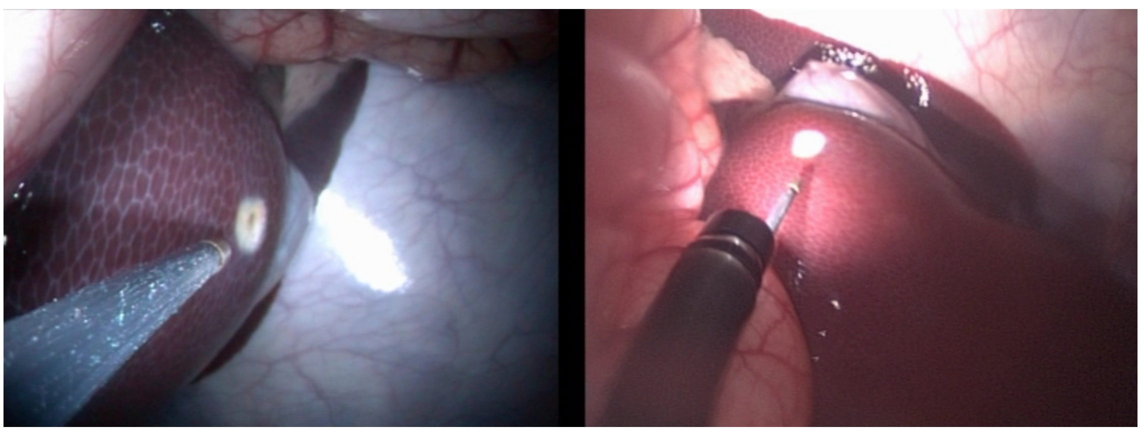


FIGURE 3.25 – Expérience de compensation active du mouvement respiratoire en conditions *in vivo*. L'organe cible choisi est le foie. L'image de gauche montre la vue obtenue par la caméra embarquée en bout de l'endoscope flexible motorisé. L'image de droite est une vue d'ensemble obtenue par un laparoscope.

expérimental.

L'organe cible choisi a été le foie (Fig 3.25) qui est soumis à de larges mouvements dus à la respiration. La cible visuelle est une brûlure sur l'organe. Le suivi visuel est réalisé à l'aide d'un algorithme de suivi visuel basé sur la comparaison d'histogrammes et le Mean-Shift [CRM00].

Les résultats pour le correcteur PRC sont présentés sur la figure Fig. 3.26, et pour

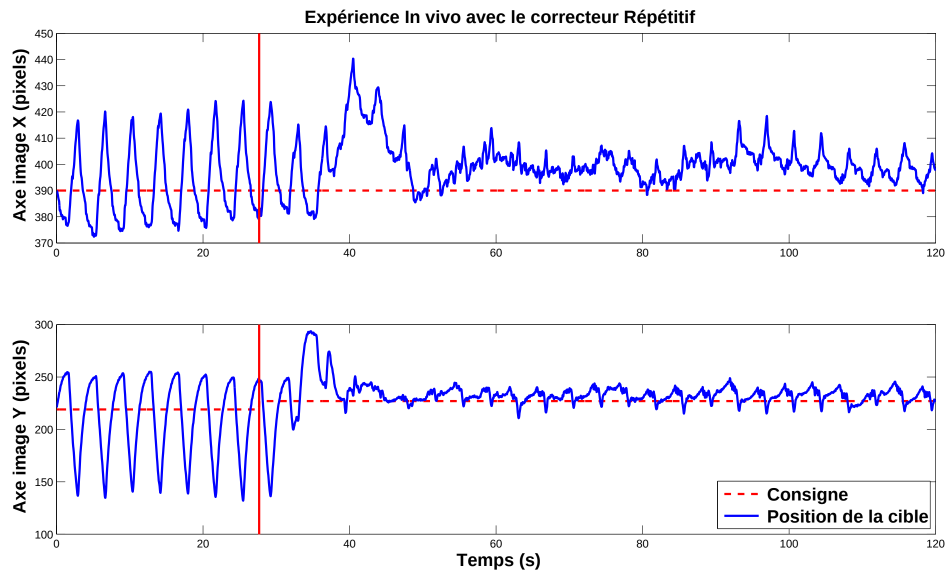


FIGURE 3.26 – Compensation du mouvement respiratoire en conditions *in vivo* avec le correcteur PRC. Le correcteur est activé à t = 27s.

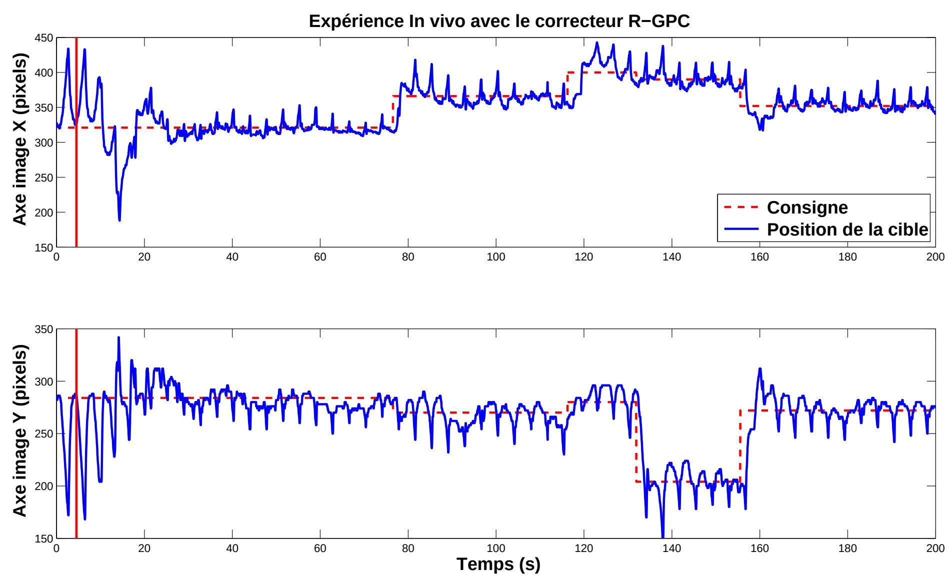


FIGURE 3.27 – Compensation du mouvement respiratoire en conditions *in vivo* avec le correcteur R-GPC. Le correcteur est activé à t = 3.75s.

le correcteur R-GPC sur la Fig. 3.27.

Lors de ces premières expériences, la position de travail est volontairement choisie de manière à avoir la tête de l'endoscope flexible en position tendue. Dans cette position, la matrice Jacobienne est, d'après notre modèle, quasiment découplée. Les gains de la diagonale de la matrice Jacobienne sont réglés manuellement en utilisant d'abord des gains élevés afin de garantir la stabilité. Les gains sont ensuite réduits jusqu'à obtenir un temps de convergence minimal.

Les deux lois de commande permettent alors de réduire l'amplitude du mouvement dans l'image d'un facteur 4 en moins de 20 secondes. Le mouvement résiduel reste cependant important même après convergence. Ce phénomène peut être expliqué par les imprécisions de l'algorithme de suivi utilisé lors de ces expériences. Il n'a pas permis d'obtenir la position de la cible dans l'image avec une bonne précision à chaque instant. En effet, nous avons pu constater un flottement autour de la position réelle de la cible.

3.7 Conclusion

Nous avons présenté dans cette section les commandes PRC et R-GPC. Ces deux lois de commande ont la propriété de rejeter efficacement les perturbations périodiques.

La commande PRC contient l'inverse du modèle du système à commander. Il est possible d'améliorer sa robustesse aux dynamiques non modélisées en réglant la bande passante et l'atténuation du filtre $Q(z, z^{-1})$. Son application directe ne permet toutefois pas de suivre efficacement des signaux de consignes quelconques.

La commande R-GPC permet d'obtenir un correcteur prédictif incluant un modèle de bruit répétitif. Le correcteur est obtenu par la résolution de deux équations Diophantiennes. Les paramètres de réglage sont nombreux : les horizons de prédiction, d'initialisation et de commande, le filtre $\mathbb{C}$ et le facteur de pondération de la commande λ. L'influence de ces deux derniers paramètres sur la robustesse en stabilité et sur la performance face aux rejets de perturbations périodiques a été étudiée. Un comportement en rejet de perturbations non périodiques proche du correcteur PRC est obtenu pour $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$.

	PRC	R-GPC
Robustesse en stabilité	+	+- (selon le choix de $\mathbb{C}$)
Rejet de perturbations périodiques	+	+
Rejet de perturbations non périodiques	-	+- (selon le choix de $\mathbb{C}$ rejet immédiat mais avec une répétition)
Suivi de consigne	-	+
Simplicité du réglage	+	-

TABLE 3.2 – Comparaison qualitative des lois de commande PRC, et R-GPC.

Le tableau 3.2 compare qualitativement les avantages et inconvénients des deux stratégies de commande. Le R-GPC a deux avantages par rapport au PRC. Il prend immédiatement en compte les changements de consigne et permet de régler la dynamique du rejet de perturbations non périodiques au moyen du filtre $\mathbb{C}$. Cependant, le correcteur PRC est beaucoup plus simple à régler. Il ne nécessite que la spécification du filtre Q.

Les premiers résultats sur le banc de test et en conditions *in vivo* montrent la faisabilité de la compensation des mouvements respiratoires en endoscopie flexible. Toutefois, le temps d'apprentissage de la perturbation périodique par les deux lois de commande proposées peut être relativement long à cause des jeux présents dans le système. De plus, le réglage du modèle est réalisé manuellement par itérations.

Chapitre 4

Améliorations de la compensation des mouvements

Sommaire

4.1 Suivi de consignes non périodiques avec le PRC 99
4.2 Prise en compte des non-linéarités mécaniques et estimation locale des paramètres du modèle 103
4.2.1 Caractérisation des non-linéarités mécaniques 103
4.2.2 Modélisation et compensation des jeux 105
4.2.3 Estimation locale des jeux 108
4.2.4 Estimation locale de la matrice de gains 111
4.2.5 Expérience sur le dispositif expérimental de laboratoire 112
4.2.6 Expérience en conditions *in vivo* 113
4.3 Améliorations du rejet de perturbations non périodiques avec le PRC . 114
4.3.1 Correcteur PRC avec ajout d'un correcteur feedback standard . . . 115
4.3.2 Robustesse en stabilité 117
4.3.3 Performance en rejet de perturbations périodiques 120
4.3.4 Suppression de la répétition : loi de commande à commutation . . . 122
4.3.5 Détéction de perturbations non périodiques 123
4.3.6 Analyse de stabilité de la loi de commande à commutation 124
4.3.7 Résultats de simulation 125
4.3.8 Résultats en conditions de laboratoire 126
4.3.9 Résultats en conditions *in vivo* 127
4.4 Adaptation aux changements de profondeur 130
4.4.1 Découplage par inversion de la Jacobienne courante 131
4.4.2 Amélioration du transitoire lors d'un changement de profondeur . . 132
4.4.3 Estimation du rapport de profondeur 136
4.4.4 Résultats en conditions de laboratoire 138
4.4.5 Résultats en conditions *in vivo* 140

4.5 Conclusion 140

Nous avons présenté au chapitre précédent les commandes répétitives PRC et R-GPC. Ces deux algorithmes de commande sont capables de rejeter quasi parfaitement une perturbation périodique en sortie. La convergence du rejet de perturbation périodique ainsi que la stabilité de l'asservissement dépendent de la qualité du modèle employé pour calculer les lois de commande.

Nous proposons dans ce chapitre plusieurs développements permettant d'améliorer le comportement de ces correcteurs et d'automatiser certains réglages. Ces développements ont été faits selon 3 axes :

- L'amélioration du modèle et de son estimation : Nous avons vu que le rejet de perturbations est limité en raison des jeux du système. En effet, l'endoscope flexible présente des non linéarités (jeux, zones mortes) induites par la transmission à câbles entre la poignée de commande et la tête flexible. Des observations de ces non linéarités seront présentées et une stratégie d'estimation et de compensation des jeux sera proposée. On présente également une méthode d'estimation locale des gains de la matrice Jacobienne.
- L'amélioration du correcteur PRC : La commande R-GPC permet, contrairement au correcteur PRC, de prendre en compte efficacement le suivi de consigne. Nous allons montrer dans ce chapitre qu'il est toutefois possible de spécifier, dans le cadre du correcteur PRC, une dynamique du suivi de consigne indépendante du rejet de perturbations périodiques au moyen d'un terme d'anticipation (correcteur *feedforward*).

  Le correcteur R-GPC permet d'obtenir un rejet immédiat de perturbations non périodiques. Cependant, une répétition de la perturbation est effectuée par le correcteur à la période suivante. Nous proposons un schéma de commande utilisant un modèle simulé du système et un correcteur PRC permettant, dans un premier temps, d'obtenir des performances et un comportement similaires au correcteur R-GPC. Dans un deuxième temps, une loi de commande à commutation est proposée sur la base du schéma à modèle interne. La commutation permet d'éviter les répétitions apparaissant lors du rejet de perturbations non périodiques en sortie et lors des changements de consigne avec un modèle mal estimé.
- La gestion des changements de modèle : La matrice Jacobienne est un paramètre variant du système, elle dépend de la configuration du robot et de la position de la cible dans le repère de la caméra. Lorsque l'utilisateur déplace l'endoscope, la variation de la matrice Jacobienne peut devenir critique pour l'asservissement. Afin de résoudre ce problème, nous proposons dans un premier temps de découpler le système en inversant à chaque pas la matrice Jacobienne pour assurer la stabilité de la boucle face à un changement de profondeur. C'est une approche classique en asservissement visuel lorsque le correcteur est un simple gain, ce qui permet d'obtenir une décroissance exponentielle de l'erreur. Malheureusement, nous verrons que lorsque le correcteur utilise la mémoire des commandes passées, comme en commande répétitive, l'inversion de la matrice Jacobienne génère une forte

erreur transitoire lors d'un changement de profondeur. Nous proposons d'adapter la mémoire des commandes du correcteur pour améliorer la réponse transitoire lors du changement de profondeur.

4.1 Suivi de consignes non périodiques avec le PRC

Nous avons vu que le correcteur répétitif permet de stabiliser la vue endoscopique malgré les mouvements physiologiques périodiques. Cependant, il est également primordial que le chirurgien puisse commander la position désirée de la cible anatomique dans l'image endoscopique. Ceci est d'autant plus important que les outils ne sont pas articulés et qu'il faut donc effectuer un déplacement de l'endoscope pour atteindre différentes zones d'intérêt.

Si l'on observe le transfert entre la consigne $\mathbf{r}$ et la sortie $\mathbf{y}$ dans le cas du correcteur PRC

$$\mathbf{y}(z) = [\mathbf{I} + Qz^{-N}(\mathbf{PL} - \mathbf{I})]^{-1}Qz^{-N}\mathbf{PLr}(z), \tag{4.1}$$

on remarque que le retard z^{-N} introduit par le correcteur répétitif se retrouve également au numérateur du transfert. Un changement éventuel de consigne ne sera donc pris en compte qu'après une période de la perturbation (de l'ordre de quelques secondes pour la respiration).

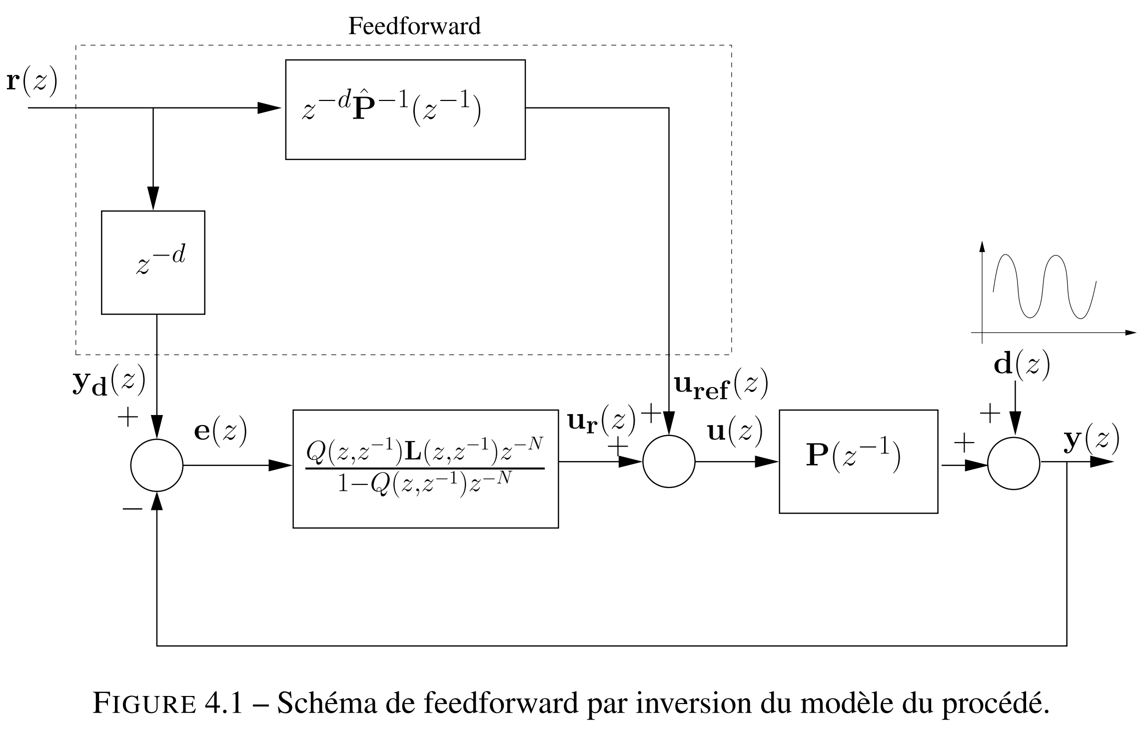


FIGURE 4.1 – Schéma de feedforward par inversion du modèle du procédé.

Afin d'améliorer la réponse du système face au changement de consigne, nous proposons d'ajouter un terme d'anticipation (correcteur feedforward) en plus du correcteur répétitif. Si le système à commander a une inverse stable, on peut appliquer le correcteur feedforward de la Fig. 4.1. La commande d'anticipation $\mathbf{u_{ref}}(z)$ est alors donnée par l'inversion du modèle du procédé

$$\mathbf{u_{ref}}(z) = z^{-d}\hat{\mathbf{P}}^{-1}(z^{-1})\mathbf{r}(z) \tag{4.2}$$

où d est le retard pur du procédé. L'ajout du retard z^{-d} permet de rendre l'inverse causale. Le suivi de consigne étant idéalement assuré par le correcteur feedforward, le correcteur répétitif ne doit plus avoir "conscience" du signal de consigne $\mathbf{r}$ sans quoi une action sera entreprise à la période suivante. Le signal d'erreur en entrée du correcteur répétitif est donc l'erreur entre la sortie prédite $\mathbf{y_d}$ et la sortie réelle $\mathbf{y}$ du système.

Le signal de sortie $\mathbf{y}$ est alors donné par

$$\begin{aligned}
\mathbf{y}(z) &= \mathbf{d}(z) + \mathbf{P}(\mathbf{u_{ref}}(z) + \mathbf{C}_r(\mathbf{y_d}(z) - \mathbf{y}(z))) && (4.3)\\
&= \mathbf{d}(z) + \mathbf{P}\hat{\mathbf{P}}^{-1}z^{-d}\mathbf{r}(z) + \mathbf{P}\mathbf{C}_r z^{-d}\mathbf{r}(z) - \mathbf{P}\mathbf{C}_r\mathbf{y}(z) && (4.4)\\
&= [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}\mathbf{d}(z) + [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}(\mathbf{P}\hat{\mathbf{P}}^{-1} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r)z^{-d}\mathbf{r}(z). && (4.5)
\end{aligned}$$

Dans le cas d'un modèle parfait ($\hat{\mathbf{P}} = \mathbf{P}$), l'équation précédente se simplifie

$$\mathbf{y}(z) = [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}\mathbf{d}(z) + z^{-d}\mathbf{r}(z), \tag{4.6}$$

et on remarque que le suivi de consigne n'est plus régi par le correcteur répétitif et peut être idéalement suivi avec un retard de d périodes d'échantillonnage bien inférieur à la période de la perturbation.

Dans le cas où le système à commander a une inverse instable, nous proposons d'utiliser le correcteur feedforward de la Fig. 4.2. La commande de feedforward est alors obtenue par la simulation d'une boucle d'asservissement sur un modèle $\hat{\mathbf{P}}$ du système avec un correcteur stabilisant $\mathbf{C}_{ref}$. Le correcteur devra conférer à cette boucle simulée un gain statique unitaire pour que la sortie prédite $\mathbf{y_d}$ converge vers la consigne $\mathbf{r}$.

On a alors pour les signaux issus du correcteur feedforward

$$\begin{aligned}
\mathbf{e_{ref}}(z) &= (\mathbf{r}(z) - \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}\mathbf{e_{ref}}(z)) && (4.7)\\
&= [\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z) && (4.8)\\
\mathbf{u_{ref}}(z) &= \mathbf{C}_{ref}\mathbf{e_{ref}}(z) && (4.9)\\
&= \mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z) && (4.10)\\
\mathbf{y_d}(z) &= \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}\mathbf{e_{ref}}(z) && (4.11)\\
&= \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z). && (4.12)
\end{aligned}$$

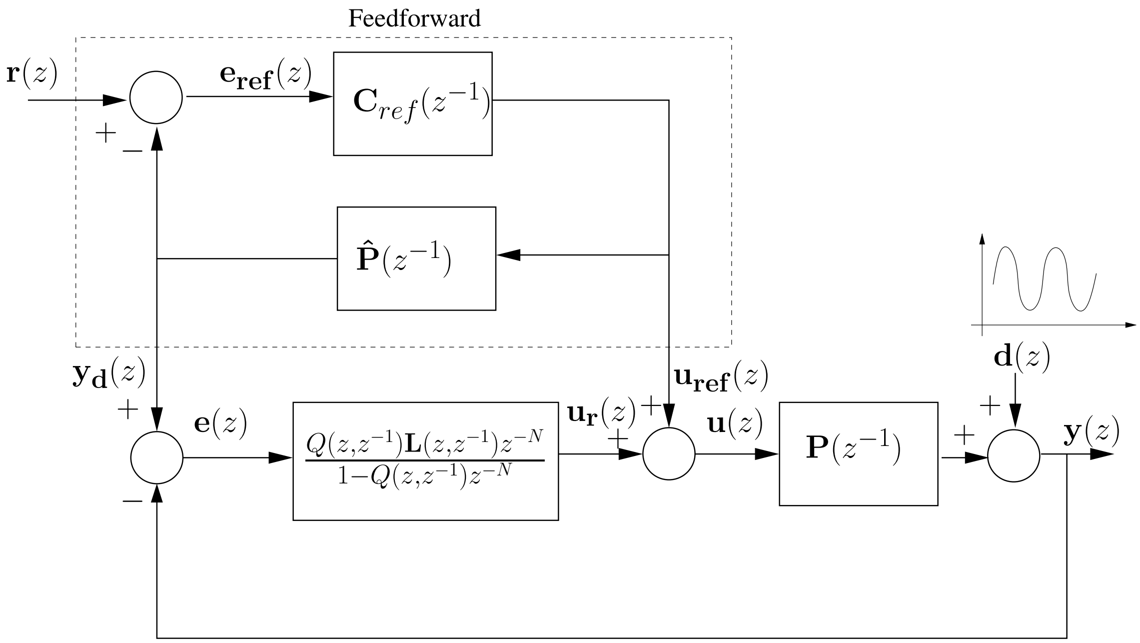


FIGURE 4.2 – Schéma de feedforward par bouclage avec un modèle simulé du procédé.

Le signal de sortie $\mathbf{y}$ est alors donné par

$$\begin{aligned}
\mathbf{y}(z) &= \mathbf{d}(z) + \mathbf{P}(\mathbf{u_{ref}}(z) + \mathbf{C}_r(\mathbf{y_d}(z) - \mathbf{y}(z))) && (4.13)\\
&= \mathbf{d}(z) + \mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z) && (4.14)\\
&+ \mathbf{P}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z) - \mathbf{P}\mathbf{C}_r\mathbf{y}(z) && (4.15)\\
&= [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}\Big(\mathbf{d}(z) + \mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z) && (4.16)\\
&+ \mathbf{P}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z)\Big). && (4.17)
\end{aligned}$$

Dans le cas d'un modèle parfait ($\hat{\mathbf{P}} = \mathbf{P}$), l'équation précédente se simplifie

$$\begin{aligned}
\mathbf{y}(z) &= [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}\Big(\mathbf{d}(z) + [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]\mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z)\Big) && (4.18)\\
&= [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r]^{-1}\mathbf{d}(z) + \mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}[\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_{ref}]^{-1}\mathbf{r}(z). && (4.19)
\end{aligned}$$

On remarque ici aussi que le suivi de consigne n'est plus régi par le correcteur répétitif et que sa dynamique peut être réglée par le correcteur $\mathbf{C}_{ref}$.

L'ajout d'un correcteur feedforward stable n'altère pas la stabilité de la loi de commande répétitive.

La figure 4.3 montre la réponse en simulation de la boucle fermée avec le correcteur PRC. Le correcteur feedforward est choisi comme un simple gain $C_{ref} = 3.5$, ce qui est suffisant pour assurer une erreur statique nulle puisque le modèle du système contient un intégrateur. Le gain est choisi de manière à obtenir un temps de réponse à 5% optimal pour le modèle.

L'ajout du correcteur feedforward (Fig. 4.3) permet de suivre immédiatement la consigne. Le comportement observé est alors très proche de celui du correcteur R-GPC avec $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$. Des résultats sur banc de test et en conditions *in vivo* comprenant la compensation des jeux seront également présentés en sections 4.2.5 et 4.2.6.

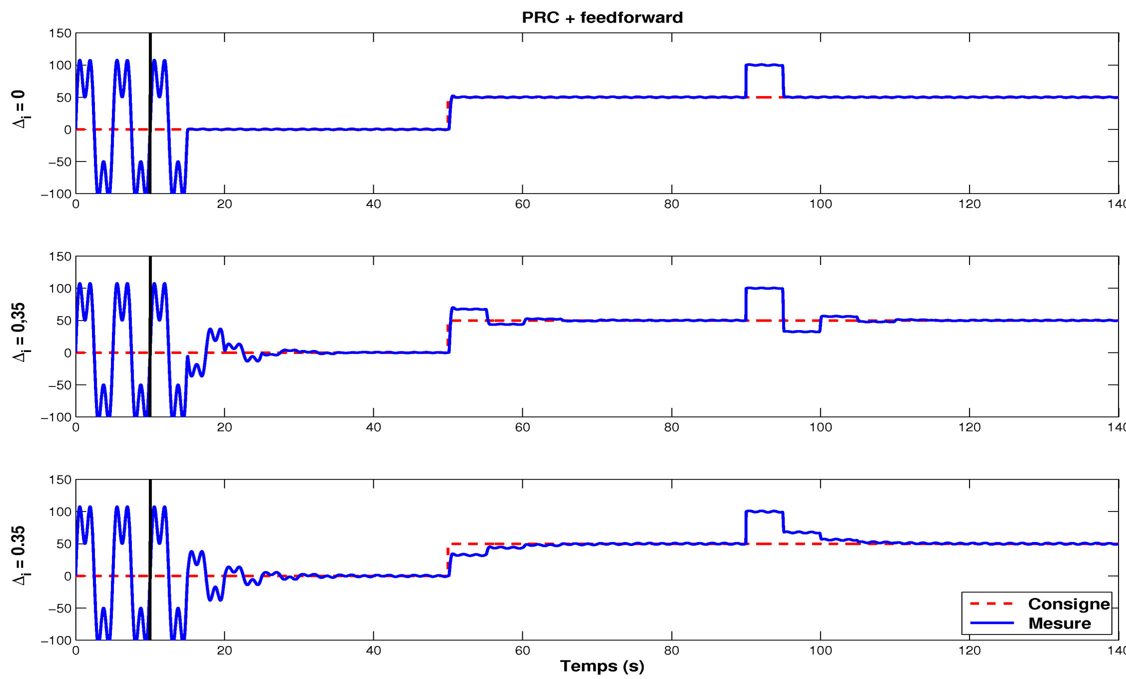


FIGURE 4.3 – Simulation du correcteur PRC avec feedforward.

	PRC + FFW	R-GPC
Robustesse en stabilité	+	+- (selon le choix de $\mathbb{C}$)
Rejet de perturbations périodiques	+	+
Rejet de perturbations non périodiques	-	+- (selon le choix de $\mathbb{C}$ rejet immédiat mais avec une répétition)
Suivi de consigne	+	+
Simplicité du réglage	+	-

TABLE 4.1 – Comparaison qualitative des lois de commande PRC avec feedforward, et R-GPC.

4.2 Prise en compte des non-linéarités mécaniques et estimation locale des paramètres du modèle

4.2.1 Caractérisation des non-linéarités mécaniques

Nous avons considéré dans l'élaboration du modèle de notre robot que les câbles sont inextensibles et toujours tendus. En pratique, les endoscopes flexibles ont un comportement non-linéaire complexe. Dans ce paragraphe, nous présentons des données mettant en évidence la présence de non-linéarités. En effet, selon la forme du guide flexible, la tension des câbles n'est pas toujours assurée. De plus, la transmission à câbles entre les molettes de commande et la tête flexible est soumise à des frottements importants.

Les courbes Fig. 4.4 et Fig. 4.5 présentent la position dans l'image d'une cible statique en fonction de la position d'un moteur pendant qu'il effectue des aller-retours. L'expérience a été répétée pour différentes positions de manière à couvrir la totalité de l'espace de travail. Ces courbes mettent en évidence la présence de jeux : lorsque le sens de rotation d'un moteur est inversé, le mouvement du moteur n'a pas d'effet sur la tête flexible tant que le moteur n'a pas traversé une bande de jeu. On remarque que la bande de jeu varie en fonction de la position de la tête flexible et que, de plus, des zones mortes additionnelles apparaissent pour certaines configurations.

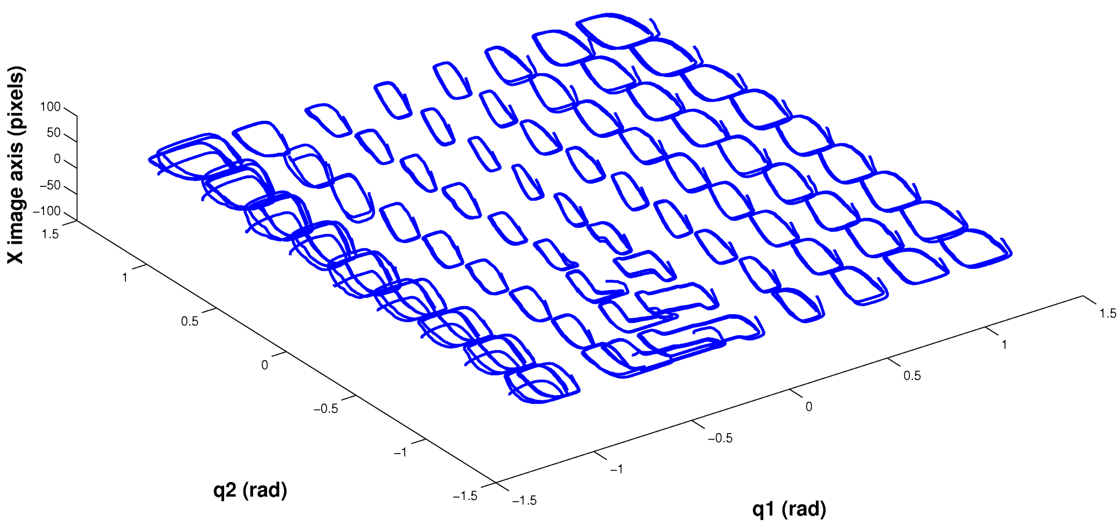


FIGURE 4.4 – Carte des jeux pour le premier axe. Seul le premier moteur (q_1) se déplace et la position de la cible est mesurée sur l'axe image X.

Il semblerait a priori intéressant d'identifier la carte des jeux hors ligne. Malheureusement, la bande de jeu ne dépend pas uniquement de la position de la tête flexible mais également de la forme du guide flexible comme en atteste la Fig. 4.6. Il existe des méthodes de compensation adaptative de non-linéarités dures [TK93]. Ces méthodes sont par exemple employées sur des processus pilotés par des vannes en vue d'effectuer

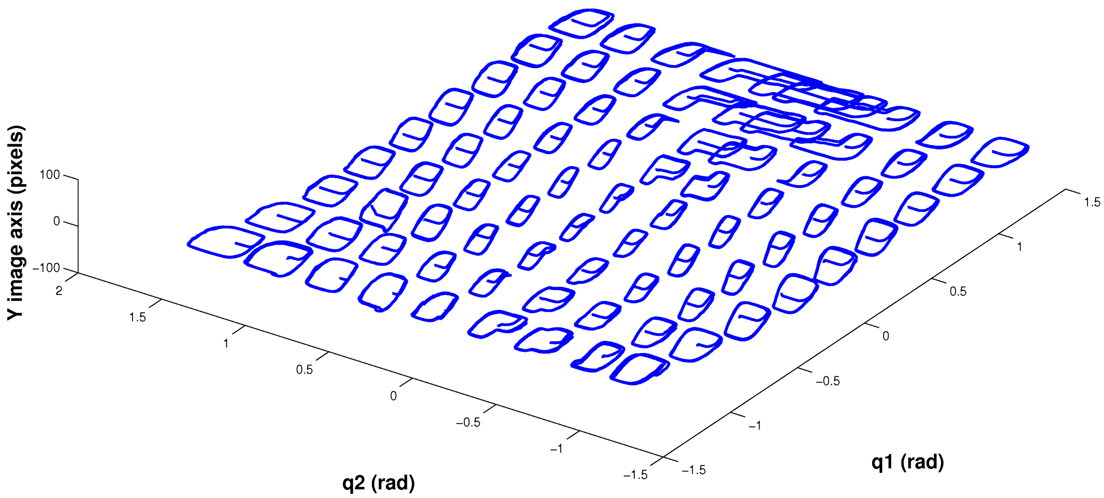


FIGURE 4.5 – Carte des jeux pour le deuxième axe. Seul le deuxième moteur (q_2) se déplace et la position de la cible est mesurée sur l'axe image Y.

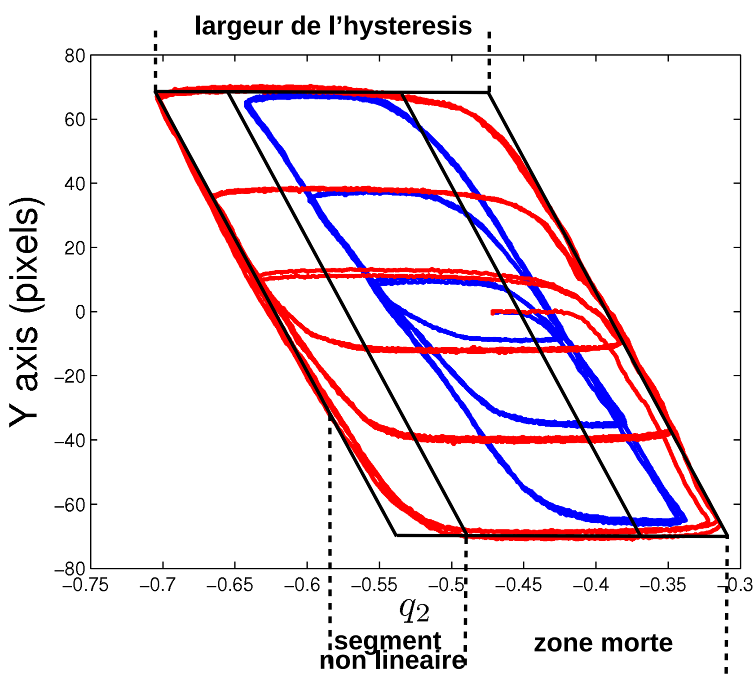


FIGURE 4.6 – Hystéresis pour l'axe 2 à la même position moteur pour deux formes différentes du guide flexible de l'endoscope.

du suivi de consigne de processus chimiques. Les signaux d'entrées et de sorties non perturbés sont utilisés par un algorithme d'estimation adaptative de la bande de jeu. Dans notre application, le signal de sortie, i.e. la position de la cible anatomique dans l'image, est constamment perturbé par le mouvement respiratoire. Nous ne pouvons donc pas employer directement ces méthodes.

Dans la suite, les non-linéarités ne seront donc pas directement intégrées dans la boucle d'asservissement visuel de haut niveau. Toutefois, nous avons utilisé une boucle de position de bas niveau présentée au chapitre 2 pour compenser une partie des jeux. Nous présentons ici les méthodes d'estimation et de compensation des jeux utilisées dans cette boucle de bas niveau.

4.2.2 Modélisation et compensation des jeux

Modèle direct

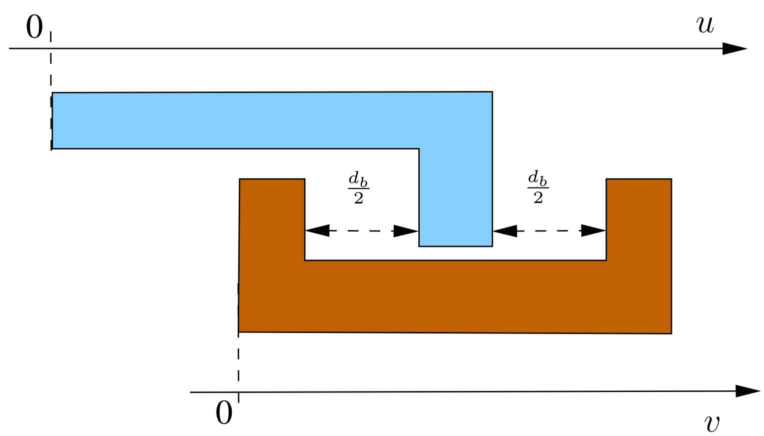


FIGURE 4.7 – Représentation schématique d'un système avec jeu.

La figure 4.7 présente une vue schématique d'un système avec jeu où la position v de la pièce inférieure est pilotée par la position u de la pièce supérieure. Supposons que les positions dans la figure 4.7 correspondent à $u = 0$ et $v = 0$. A présent, u se déplace vers la droite. Lorsque u atteint la position $u = \frac{d_b}{2}$, le contact entre les deux pièces est établi et la pièce inférieure suit la pièce supérieure avec $v = u - \frac{d_b}{2}$, ce qui correspond à la pente ascendante de la caractéristique en figure 4.8.

Lorsque u s'arrête et entame un déplacement vers la gauche, v reste en position. Cet absence de mouvement correspond au segment horizontal vers la gauche sur la caractéristique. Lorsque le mouvement sur la gauche atteint $u = v - \frac{d_b}{2}$, le contact entre les deux pièces est à nouveau établi, cette fois-ci à gauche, et la pièce inférieure suit à nouveau la pièce supérieure avec $v = u + \frac{d_b}{2}$. Ceci correspond à la pente descendante sur la caractéristique.

Il est alors possible de décrire le fonctionnement de la transmission du mouvement d'un système avec jeu par la relation suivante

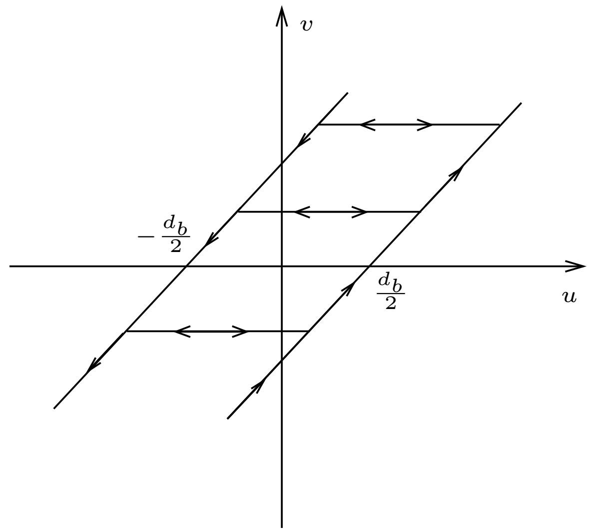


FIGURE 4.8 – Modèle direct d'un jeu.

$$\dot{v}(t) = \begin{cases} \dot{u}(t) & \text{si } \dot{u}(t) > 0 \text{ et } v(t) = u(t) - \frac{d_b}{2} \\ & \text{ou si } \dot{u}(t) < 0 \text{ et } v(t) = u(t) + \frac{d_b}{2} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases} \tag{4.20}$$

Modèle inverse

En se référant à la figure 4.7, pour pouvoir commander le déplacement de la pièce inférieure, il est nécessaire de connaître le mouvement u de la pièce supérieure permettant de réaliser le mouvement désiré v_d de la pièce inférieure. L'équation suivante décrit le modèle inverse d'un jeu et correspond à la caractéristique de la Fig. 4.9

$$\dot{u}(t) = \begin{cases} \dot{v_d}(t) & \text{si } \dot{v_d}(t) > 0 \text{ et } u(t) = v_d(t) + \frac{d_b}{2} \\ & \text{ou si } \dot{v_d}(t) < 0 \text{ et } u(t) = v_d(t) - \frac{d_b}{2} \\ 0 & \text{si } \dot{v_d}(t) = 0 \\ d_b\delta(0) & \text{si } \dot{v_d}(t) > 0 \text{ et } u(t) = v_d(t) - \frac{d_b}{2} \\ -d_b\delta(0) & \text{si } \dot{v_d}(t) < 0 \text{ et } u(t) = v_d(t) + \frac{d_b}{2} \end{cases} \tag{4.21}$$

où $\delta(t)$ est la distribution de Dirac. Ainsi, la position $u(t)$ doit effectuer un saut pour traverser l'interstice de taille d_b.

Compensation des jeux

La commande $\mathbf{u}[k]$, issue de la boucle d'asservissement visuel, correspond à la vitesse désirée en sortie de jeu. L'application du modèle inverse de jeu permet de calculer la commande en vitesse $\mathbf{u_b}[k]$ à appliquer pour compenser le jeu. Elle est obtenue de la manière suivante pour l'axe i :

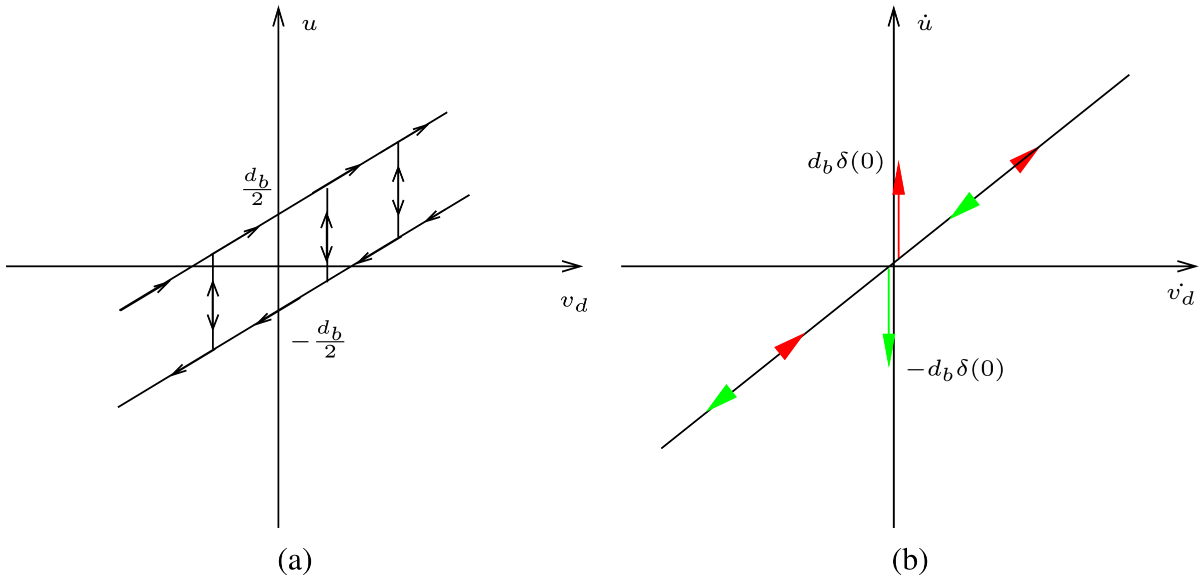


FIGURE 4.9 – Modèle inverse du jeu : (a) en position, (b) en vitesse.

$$u_{bi}[k] = \begin{cases} u_i[k] + \frac{d_b}{T_s} & \text{si } u_i[k] \cdot u_i[k-1] < 0 \text{ et } u_i[k] > 0 \\ u_i[k] - \frac{d_b}{T_s} & \text{si } u_i[k] \cdot u_i[k-1] < 0 \text{ et } u_i[k] < 0 \\ u_i[k] & \text{sinon} \end{cases} \tag{4.22}$$

Autrement dit, si la vitesse désirée change de signe, on ajoute à la commande courante une impulsion permettant de traverser la bande de jeu en 1 pas d'échantillonnage. La boucle de position (voir Fig. 4.10) permet de garantir le franchissement de la bande de jeu contrairement à une impulsion qui serait envoyée directement en référence des boucles de vitesse des variateurs.

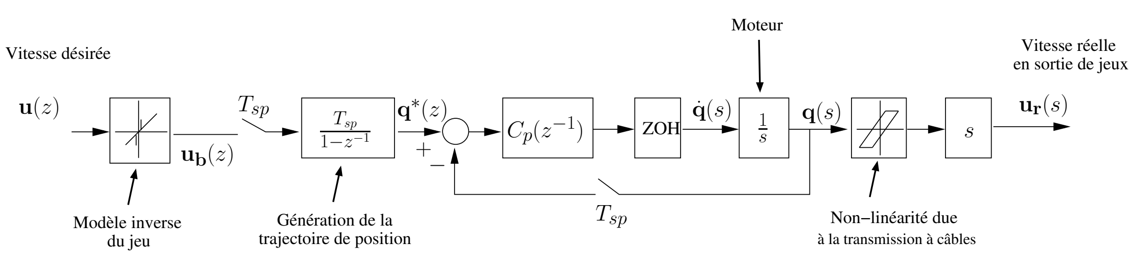


FIGURE 4.10 – Boucle de position bas niveau avec compensation des jeux.

La bande de jeu à compenser peut être identifiée automatiquement autour du point de fonctionnement dans une phase préalable à l'asservissement visuel, ou fixée manuellement par l'utilisateur.

4.2.3 Estimation locale des jeux

Comme la bande de jeu dépend de la forme du guide flexible, elle ne peut pas être identifiée hors ligne. Nous proposons ici une méthode d'estimation ***in situ*** des jeux.

Choix de d_b

Comme le montre la Fig. 4.6, la courbe d'hystérésis du système endoscopique est complexe et plusieurs stratégies de compensation peuvent être envisagées. Pour décider quelle valeur doit être assignée à la bande de jeu d_b pour la compensation, trois stratégies ont été comparées. Les résultats de simulation sont présentés sur la Fig. 4.12. La courbe d'hystérésis utilisée lors de ces simulations est présentée sur la Fig. 4.11. La première stratégie consiste à ne pas compenser le jeu ($d_b = 0$ rad). Dans la deuxième, la bande de jeu est choisie comme étant la taille de la zone morte ($d_b = 0,15$ rad). Finalement, la largeur de l'hystérésis est utilisée pour la troisième ($d_b = 0,2$ rad). Le correcteur utilisé lors de ces simulations est le correcteur PRC avec feedforward. Le filtre Q est égal à $Q(z, z^{-1}) = 0,35+0,24(z^{-1}+z)+0,075(z^{-2}+z^2)+0,01(z^{-3}+z^3)$ ce qui correspond à un filtre passe-bas de fréquence de coupure à -3dB de 2,93 Hz. La perturbation périodique est une sinusoïde d'amplitude pic à pic de 200 pixels et de période 5s.

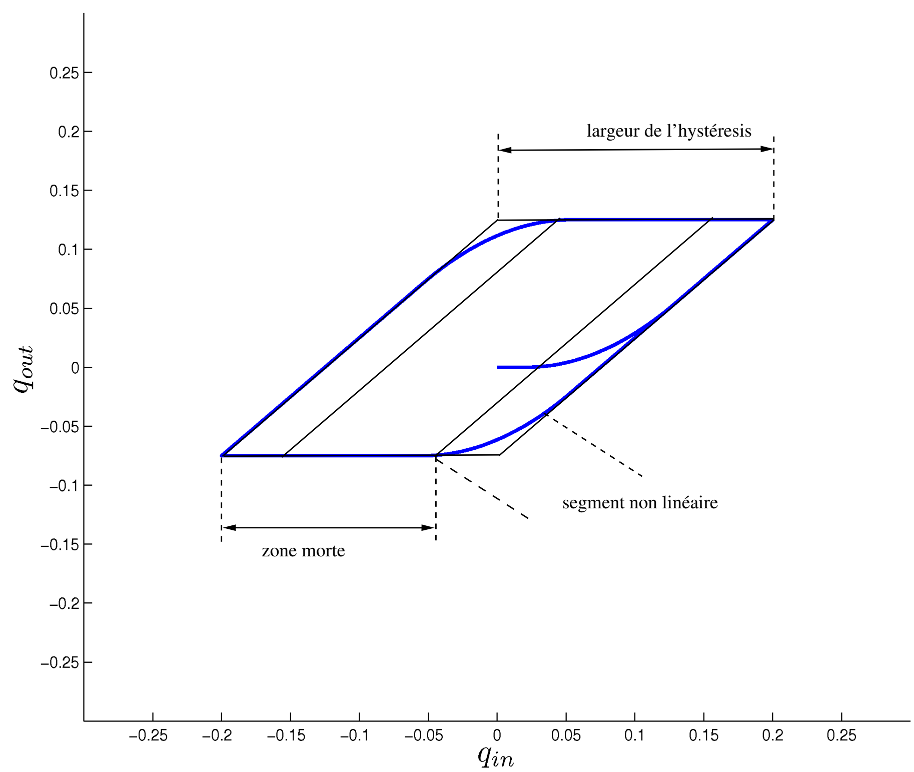


FIGURE 4.11 – Modèle de l'hystérésis de notre système. La zone morte est de 0,15 rad et la largeur de l'hystérésis est de 0,2 rad.

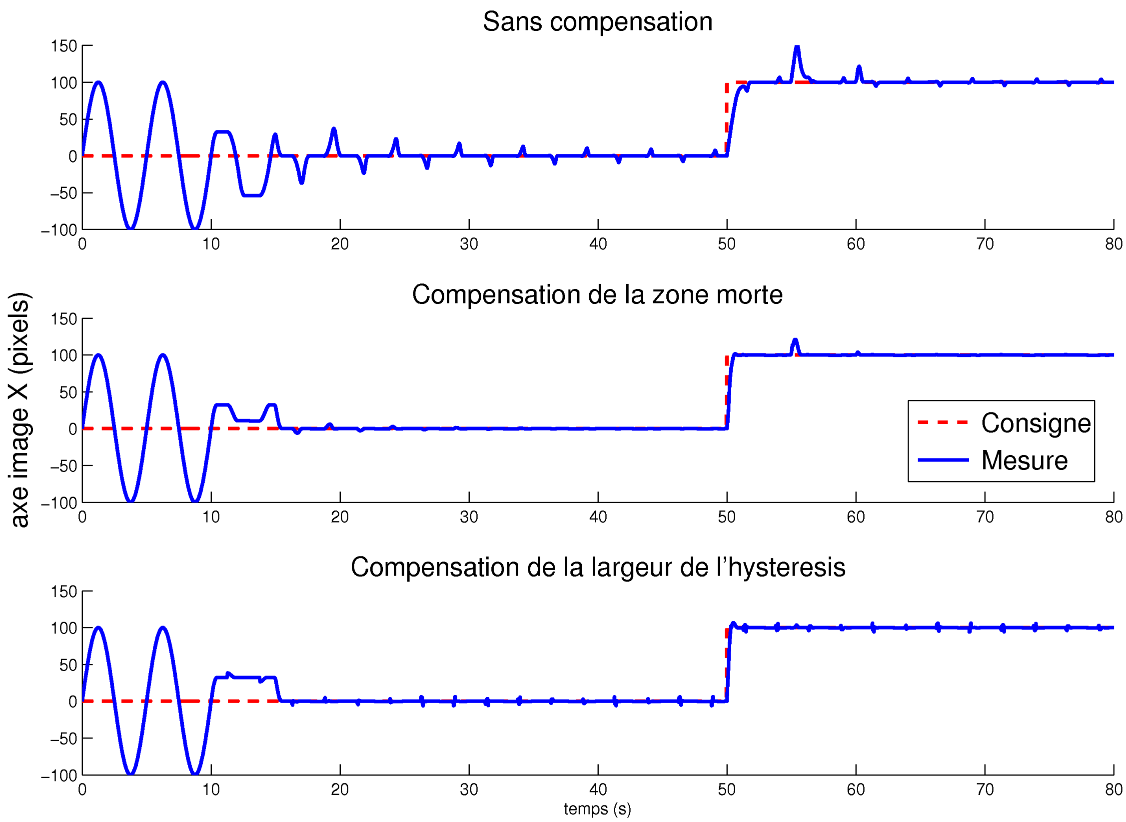


FIGURE 4.12 – Comparaison en simulation des stratégies de compensation du jeu.

Le tableau 4.2 présente l'erreur absolue maximale ainsi que l'erreur absolue moyenne après convergence pour les trois stratégies de compensation de jeu (voir également la Fig. 4.12 pour les réponses temporelles). Sans compensation de jeu, le correcteur répétitif apprend l'erreur résiduelle engendrée par le jeu ce qui permet de la diminuer de période en période. Cependant, le filtre Q limite les capacités du correcteur répétitif et la perturbation ne peut être complètement rejetée. La compensation du jeu utilisant la largeur de l'hystérésis permet d'éviter la répétition apparaissant suite au changement de référence, mais elle cause des sursauts périodiques et l'erreur résiduelle est supérieure à celle obtenue sans compensation de jeu. Finalement, la meilleure stratégie semble être d'appliquer la compensation de jeu en utilisant la largeur de la zone morte. Cela permet de réduire à la fois la répétition du changement de référence et l'erreur résiduelle après convergence.

Estimation de d_b

Nous avons proposé une méthode d'estimation *in situ* des jeux. Pour cela, les courbes d'hystérésis sont obtenues indépendamment pour chaque axe en effectuant des aller-retours en boucle ouverte sur les moteurs. Pour chaque axe, l'effet du mouvement du

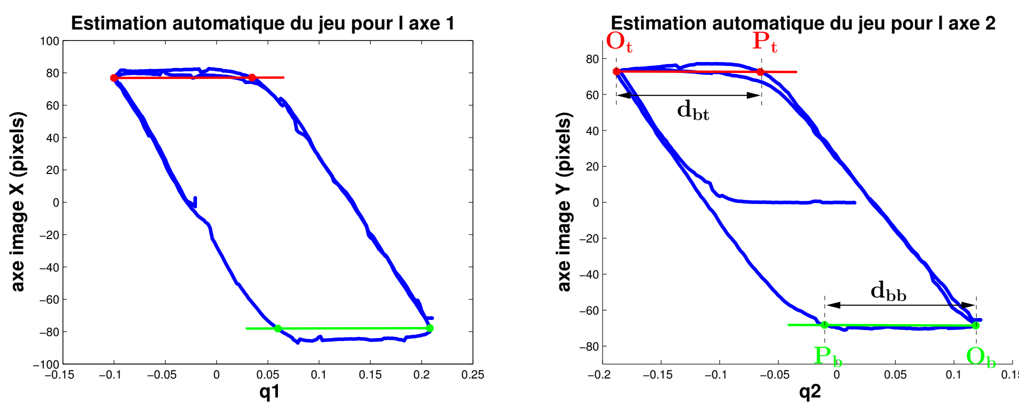
	Erreur absolue maximale	Erreur absolue moyenne
Sans compensation	3,76	0,31
Compensation de la zone morte	0,62	0,11
Compensation de la largeur de l'hystérésis	6,19	0,41

TABLE 4.2 – Erreur absolue maximale et erreur absolue moyenne exprimées en pixels après convergence du correcteur PRC pour les trois stratégies de compensation de jeu.

moteur est observé dans l'image selon la direction principale correspondante. L'estimation de la zone morte est effectuée à la fois sur la partie supérieure (en rouge) et sur la partie inférieure (en vert) de la courbe d'hystérésis (Fig. 4.13). Pour cela, la première étape consiste à trouver les points d'abscisses extrêmes (marquant un changement de sens du moteur) $O_t = [x_{ot}\ y_{ot}]^T$ et $O_b = [x_{ob}\ y_{ob}]^T$. On cherche ensuite les points $P_t = [x_{pt}\ y_{pt}]^T$ et $P_b = [x_{pb}\ y_{pb}]^T$ de même ordonnées et les plus éloignés de $O_t = [x_{ot}\ y_{ot}]^T$ et $O_b = [x_{ob}\ y_{ob}]^T$. La bande de jeu est alors estimée de la manière suivante

$$d_{bt} = |x_{ot} - x_{pt}| \text{ and } d_{bb} = |x_{ob} - x_{pb}|.$$

Finalement, on choisit la plus petite valeur des zones mortes identifiées $d_b = \min(d_{bb}, d_{bt})$ de manière à limiter les sursauts pouvant apparaître si la zone morte est surestimée.



(a) (b)

FIGURE 4.13 – Identification de la zone morte lors d'expérience sur le dispositif de laboratoire. Pour l'axe 1, les valeurs identifiées sont $d_{bt} = 0,1347$ rad et $d_{bb} = 0,1482$ rad. Pour l'axe 2, les valeurs sont $d_{bt} = 0,1226$ rad et $d_{bb} = 0,1290$ rad.

En pratique, la cible a son mouvement propre qui doit être discriminé du mouvement engendré par le déplacement de la caméra. Pour cela, on utilise la périodicité du mouvement propre de la cible. Le mouvement de la cible est dans un premier temps enregistré sans qu'aucun mouvement ne soit réalisé par la tête flexible de l'endoscope.

La position image corrigée $\mathbf{f_c}$ pendant les mouvements des moteurs est alors obtenue par

$$\mathbf{f_c}[k] = \mathbf{f}[k] - \mathbf{f}[k \bmod N],$$

où $[k \bmod N] \in \{0, \cdots, N-1\}$ et $\mathbf{f}[k \bmod N]$ est la position image apprise pendant la première période sans mouvement de l'endoscope. Cette approche a été validée lors d'expériences *in vivo* (voir section 4.2.6).

4.2.4 Estimation locale de la matrice de gains

Il est difficile d'estimer la matrice Jacobienne à partir du modèle décrit dans le chapitre 2 car la profondeur de la cible dans le repère de la caméra est généralement inconnue. La profondeur pourrait être estimée en utilisant des techniques de vision par ordinateur utilisant le mouvement pour reconstruire des éléments métriques d'une scène ("structure from motion") [FLP04]. Cependant, comme il est nécessaire de réaliser une estimation *in situ* des jeux, il est intéressant de plutôt estimer la matrice Jacobienne locale.

Nous proposons donc une méthode d'estimation directe des gains de la matrice Jacobienne. Pour un environnement statique, la vitesse d'un point dans l'image est reliée à la vitesse des actionneurs par la relation suivante

$$\dot{\mathbf{f}} = \begin{bmatrix} J_{x1} & J_{x2} \\ J_{y1} & J_{y2} \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}} \tag{4.23}$$

où $J_{x1}, J_{x2}, J_{y1}, J_{y2}$ sont les gains inconnus de la matrice Jacobienne. En effectuant au moins deux déplacements contrôlés $\dot{\mathbf{q}}_\mathbf{a} = [\dot{q}_{1a}, \dot{q}_{2a}]^T$ et $\dot{\mathbf{q}}_\mathbf{b} = [\dot{q}_{1b}, \dot{q}_{2b}]^T$ et en mesurant les vitesses image correspondantes $\dot{\mathbf{F}}_\mathbf{a} = [\dot{X}_a, \dot{Y}_a]^T$ et $\dot{\mathbf{F}}_\mathbf{b} = [\dot{X}_b, \dot{Y}_b]^T$, il est possible d'estimer localement la Jacobienne de la façon suivante

$$\begin{bmatrix} J_{x1} \\ J_{x2} \\ J_{y1} \\ J_{y2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_{1a} & \dot{q}_{2a} & 0 & 0 \\ \dot{q}_{1b} & \dot{q}_{2b} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \dot{q}_{1a} & \dot{q}_{2a} \\ 0 & 0 & \dot{q}_{1b} & \dot{q}_{2b} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \dot{X}_a \\ \dot{X}_b \\ \dot{Y}_a \\ \dot{Y}_b \end{bmatrix}. \tag{4.24}$$

Les déplacements doivent être indépendants (dans des directions de l'espace articulaire différentes) pour que la matrice à inverser soit de rang plein et suffisamment larges pour que les vitesses image soit obtenues en dehors de la zone non linéaire de jeu. On choisit les vitesses actionneurs suivantes $\dot{\mathbf{q}}_\mathbf{a} = \Omega[\cos(\frac{\pi}{4}), \sin(\frac{\pi}{4})]^T$ et $\dot{\mathbf{q}}_\mathbf{b} = \Omega[\cos(\frac{3\pi}{4}), \sin(\frac{3\pi}{4})]^T$, où Ω est constant.

En pratique, le mouvement propre de la cible est soustrait des mesures images de la même manière que pour l'estimation des jeux.

4.2.5 Expérience sur le dispositif expérimental de laboratoire

Lors de ces essais sur notre banc de test, les gains de la matrice Jacobienne ont été estimés comme présenté précédemment. Les gains obtenus sont $\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -1106 & 185 \\ 19 & -879 \end{pmatrix}$ pixels·rad^{-1}. L'estimation des jeux a également été effectuée automatiquement ***in situ*** (voir Fig. 4.13). Les résultats de la compensation sont présentés sur la Fig. 4.14. Le temps de convergence du rejet de perturbations périodiques est de 2 périodes. L'amplitude de la perturbation avant la compensation est de 218 pixels sur l'axe X de l'image et de 52,7 pixels sur l'axe Y de l'image. L'amplitude du mouvement résiduel après convergence est de 13,9 pixels sur l'axe X et de 10,9 pixels sur l'axe Y. L'effet de la perturbation dans l'image est donc fortement réduit : de plus de 90% sur l'axe X et presque 80% sur l'axe Y. Ces très bon résultats valident l'approche de l'estimation automatique ***in situ*** des gains et jeux du système endoscopique.

On peut également noter que l'ajout du correcteur feedforward présenté en section 4.1 permet de suivre le changement de consigne appliqué à t=60s.

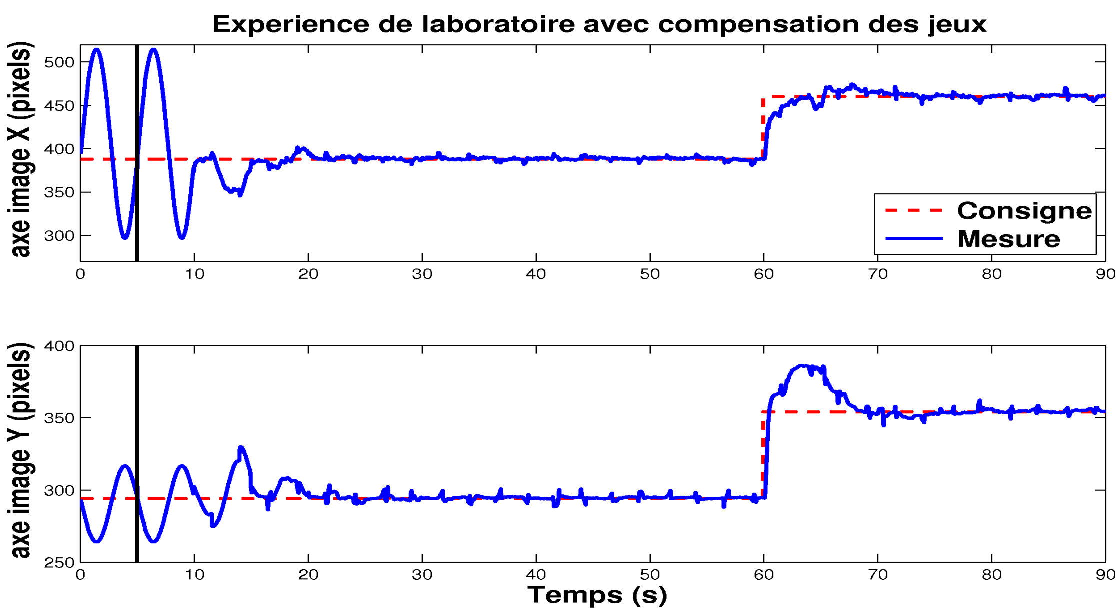


FIGURE 4.14 – Expérience de laboratoire avec le correcteur PRC + feedforward avec la compensation des jeux. Les jeux ainsi que la matrice de gains sont estimés automatiquement dans une phase préalable à l'asservissement. Le correcteur est activé à $t = 5s$. Un changement de consigne apparaît à $t = 60s$.

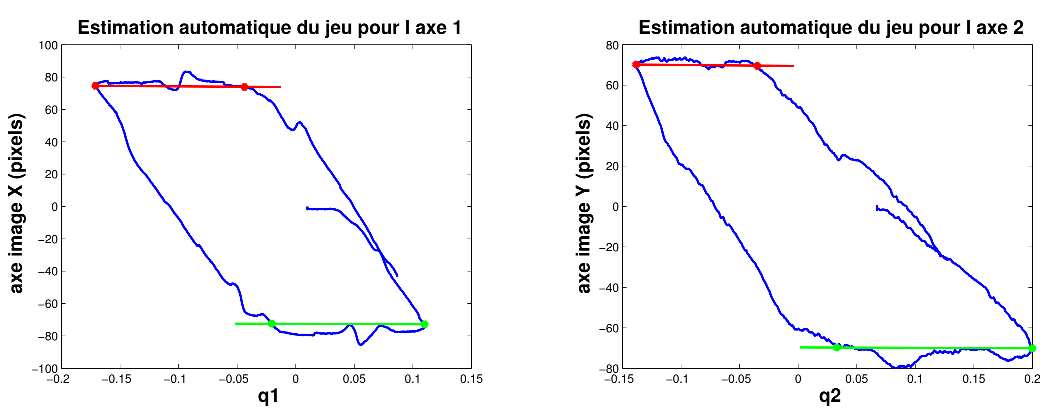
4.2.6 Expérience en conditions *in vivo*

Des expériences *in vivo* sur modèle porcin ont également été réalisées pour valider les méthodes d'estimation en ligne et le comportement du correcteur PRC avec feedforward. La cible choisie est une brûlure sur le foie. L'algorithme de suivi utilisé est l'algorithme basé sur l'ESM.

Dans les conditions de l'expérience, la matrice Jacobienne a été estimée à $\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -1540 & 151 \\ -242 & -1456 \end{pmatrix}$ pix·rad^{-1} en utilisant la méthode automatique proposée. L'estimation des jeux a donné les valeurs suivantes : $d_{bt} = 0,1272$ rad, $d_{bb} = 0,1341$ rad pour l'axe 1 et $d_{bt} = 0,1032$ rad et $d_{bb} = 0,1707$ rad pour l'axe 2 (voir Fig. 4.15).

Les résultats de la compensation sont présentés sur la Fig. 4.16. L'amplitude de la perturbation avant compensation est de 179,6 pixels sur l'axe X de l'image et 93,6 pixels sur l'axe Y de l'image. L'amplitude du mouvement résiduel après convergence est de 21,2 pixels sur l'axe X de l'image et de 16,9 pixels sur l'axe Y, *i.e.* une réduction de respectivement 88% et 82%.

L'effet du correcteur répétitif est très proche du comportement observé sur la maquette de laboratoire malgré les harmoniques de fréquences plus élevées contenues dans le signal respiratoire réel. Ces résultats valident la faisabilité de l'estimation *in situ* automatique des jeux et gains du système.



(a) (b)

FIGURE 4.15 – Identification de la zone morte lors d'expériences *in vivo*. Pour l'axe 1, les valeurs identifiées sont $d_{bt} = 0,1272$ rad et $d_{bb} = 0,1341$ rad. Pour l'axe 2, les valeurs sont $d_{bt} = 0,1032$ rad et $d_{bb} = 0,1707$ rad.

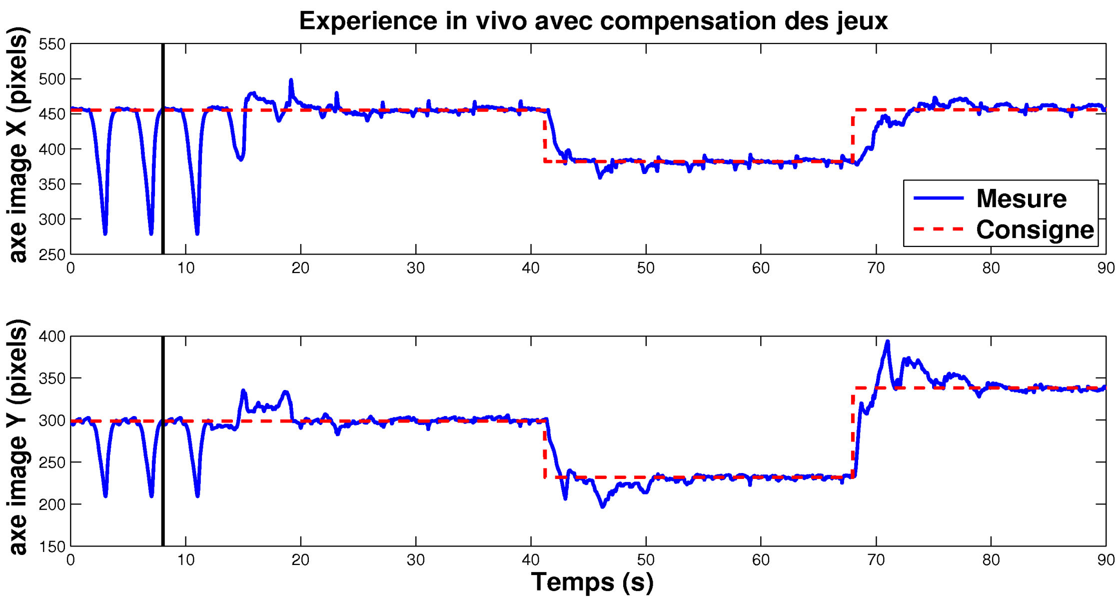


FIGURE 4.16 – Expérience in vivo avec le correcteur PRC avec feedforward. Le correcteur est activé à $t = 8s$. Deux changements de consigne apparaissent à $t = 42s$ et $t = 68s$.

4.3 Améliorations du rejet de perturbations non périodiques avec le PRC

La comparaison entre les commandes R-GPC et PRC vue au chapitre précédent montre que le correcteur R-GPC a l'avantage d'entreprendre immédiatement le rejet des perturbations non périodiques selon le réglage de $\mathbb{C}$. De plus, la dynamique du rejet de perturbation non périodique peut être réglée en modifiant le filtre $\mathbb{C}$. Inversement, le correcteur PRC ne commence à rejeter la perturbation non périodique qu'après une période complète. Dans le cas de l'endoscopie flexible, des perturbations non périodiques se produisent lors de l'interaction de l'endoscopiste avec le système motorisé, notamment lors de l'enfoncement ou de la rotation manuelle du système. Il est donc fondamental, pour garantir une bonne stabilisation de la vue endoscopique, de parvenir à rejeter correctement ces perturbations.

Afin de bénéficier de la simplicité de réglage du correcteur PRC et de performance similaire à celle du R-GPC, nous proposons ici un schéma de commande à modèle interne basé sur le correcteur PRC avec un correcteur *feedback* standard. Il permet d'obtenir un comportement similaire au correcteur R-GPC face aux perturbations non périodiques. Il souffre également du même défaut, à savoir le rejet de la perturbation non périodique est répété à la période suivante. Nous proposons alors une loi de commande à commutation permettant d'annuler la répétition apparaissant lors du rejet des perturbations non périodiques.

4.3.1 Correcteur PRC avec ajout d'un correcteur feedback standard

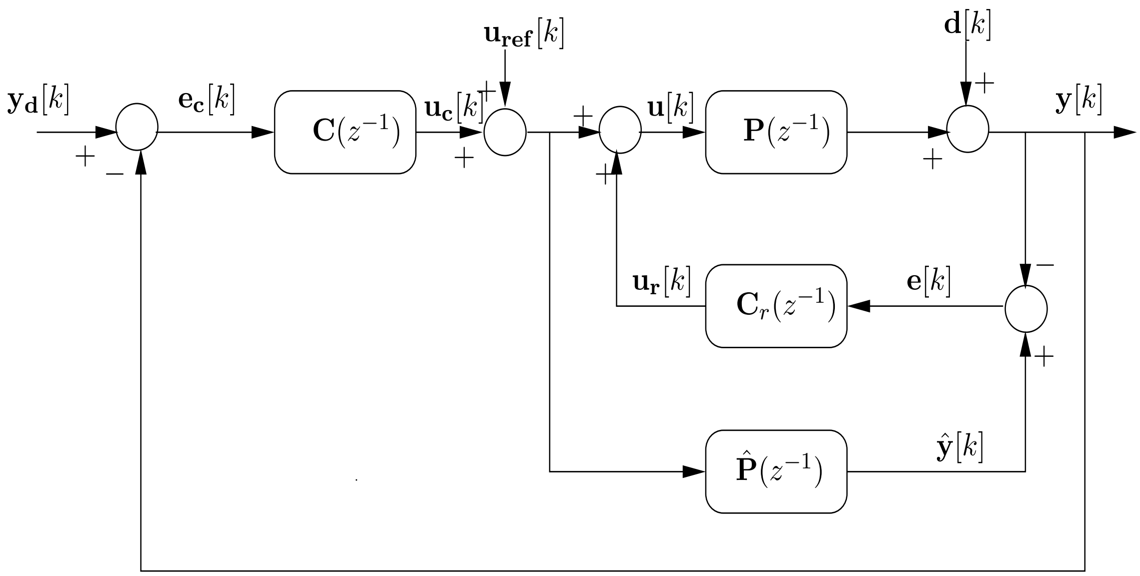


FIGURE 4.17 – schéma de commande à modèle interne pour le rejet de perturbations non périodiques.

La figure 4.17 décrit le fonctionnement de la commande à modèle interne avec un correcteur feedback que nous proposons. $\mathbf{P}(z^{-1})$ est le système à commander et $\hat{\mathbf{P}}(z^{-1})$ est un modèle simulé du système. La commande $\mathbf{u}[k]$ envoyée au système est la somme de deux contributions $\mathbf{u_c}[k]$ et $\mathbf{u_r}[k]$. $\mathbf{u_c}[k]$ est la commande obtenue par un correcteur classique $\mathbf{C}(z^{-1})$ réglé afin d'être stable pour le modèle du système donné. $\mathbf{u_r}[k]$ est la commande obtenue par le correcteur PRC $\mathbf{C}_r(z^{-1})$. L'entrée du correcteur standard $\mathbf{C}(z^{-1})$ est la différence entre la référence et la sortie du système. $\mathbf{u_{ref}}[k]$ et $\mathbf{y}_d[k]$ sont les signaux issus du correcteur feedforward (voir section 4.1).

A partir de la figure 4.17, on peut écrire

$$\hat{\mathbf{y}}(z) = \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}(\mathbf{y_d}(z) - \mathbf{y}(z)) \tag{4.25}$$

et

$$\begin{aligned} \mathbf{y}(z) &= \mathbf{d}(z) + \mathbf{PC}(\mathbf{y_d}(z) - \mathbf{y}(z)) \\ &+ \mathbf{PC}_r(\hat{\mathbf{y}}(z) - \mathbf{y}(z)). \end{aligned} \tag{4.26}$$

La fonction de transfert en boucle fermée est alors donnée par

$$\begin{aligned} \mathbf{y}(z) &= [\mathbf{I} + \mathbf{PC} + \mathbf{PC}_r + \mathbf{PC}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1}\Big(\mathbf{d}(z) \\ &+ (\mathbf{PC} + \mathbf{PC}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C})\mathbf{y_d}(z)\Big). \end{aligned} \tag{4.27}$$

En faisant l'hypothèse que le modèle décrit parfaitement le système $\hat{\mathbf{P}}(z) = \mathbf{P}(z)$, l'Eq.(4.27) peut se simplifier et devient

$$\mathbf{y}(z) = [(\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}_r)(\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C})]^{-1}\mathbf{d}(z) + [\mathbf{I} + \mathbf{P}\mathbf{C}]^{-1}\mathbf{P}\mathbf{C}\mathbf{y}_\mathbf{d}(z). \tag{4.28}$$

La dynamique du rejet de perturbation en sortie est cette fois donnée par les deux correcteurs.

Etant donné que $\mathbf{C}(z^{-1})$ est choisi de manière à stabiliser $\mathbf{P}(z^{-1})$ et que $\mathbf{C}_r(z^{-1})$ est le PRC conduisant à une boucle stable pour $\mathbf{L} = \mathbf{P}^{-1}$, l'équation caractéristique $(1 + \mathbf{P}\mathbf{C})(1 + \mathbf{P}\mathbf{C}_\mathbf{r})$ a tous ses zéros stables (i.e. à l'intérieur du cercle unité).

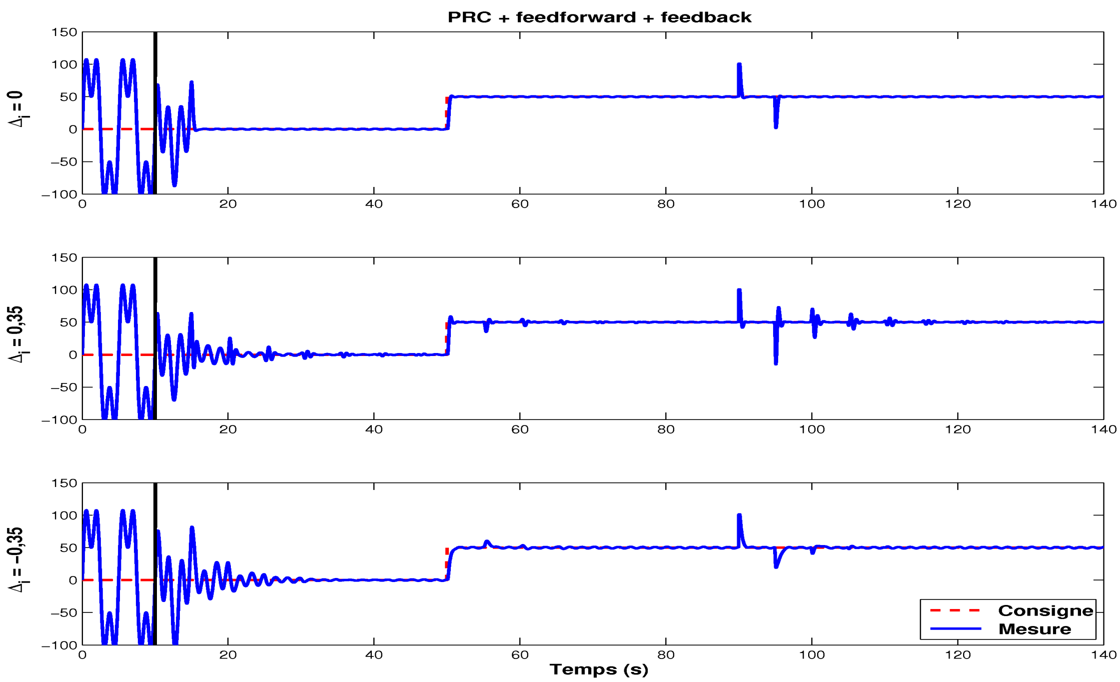


FIGURE 4.18 – Résultats de simulation du correcteur PRC + feedforward + feedback avec $C(z^{-1}) = 3,5$. Le correcteur est activé à t = 10s.

La figure 4.18 présente une simulation du schéma de commande à modèle interne dans les mêmes conditions que pour les simulations du R-GPC et du PRC (section 3.4). La perturbation périodique en sortie est partiellement rejetée pendant la première période avec la dynamique imposée par $\mathbf{C}(z^{-1})$, puis, à partir de la deuxième période le correcteur PRC applique la commande permettant le rejet parfait de la perturbation périodique. La perturbation en échelon appliquée à $t = 50$s est, dans un premier temps, correctement rejetée mais elle est répétée une période de perturbation périodique plus tard.

La répétition est due au fait que le correcteur PRC $\mathbf{C}_r(z^{-1})$ ne voit pas l'effet de la commande $\mathbf{u_c}[k]$ puisqu'elle est envoyée à la fois au système et au modèle. Le correcteur

PRC essaye donc de compenser la perturbation non périodique une période plus tard. Comme la perturbation a déjà été compensée par le correcteur feedback $\mathbf{C}(z^{-1})$, une erreur apparaît en sortie du système. Cette erreur est cette fois-ci compensée par le correcteur $\mathbf{C}(z^{-1})$ également de manière transparente pour le correcteur PRC.

4.3.2 Robustesse en stabilité

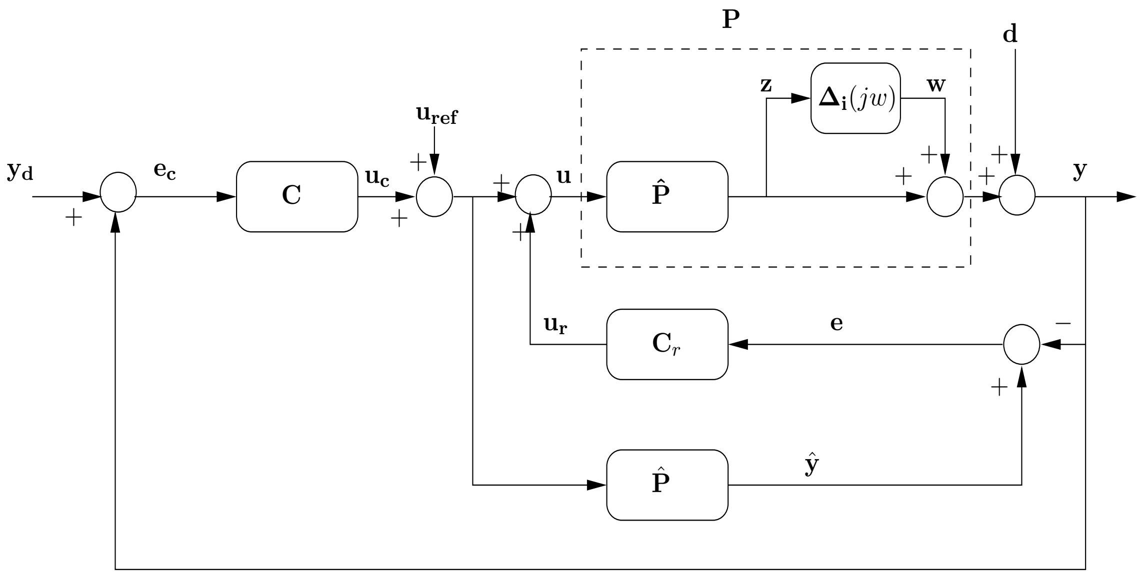


FIGURE 4.19 – Schéma de commande à modèle interne faisant apparaître l'incertitude multiplicative en sortie $\boldsymbol{\Delta}_i$.

On propose de quantifier la robustesse en stabilité du schéma de commande à modèle interne. Pour cela, on fait apparaître une incertitude multiplicative en sortie (voir Fig. 4.19). La robustesse peut être quantifiée par la valeur singulière maximale du transfert $\mathbf{M}$ entre la sortie $\mathbf{w}$ et l'entrée $\mathbf{z}$ du bloc d'incertitude $\boldsymbol{\Delta}_i$ (cf section 3.2.5). Ce transfert est donné par (voir Fig. 4.19)

$$\begin{aligned} \mathbf{z} &= \hat{\mathbf{P}}\Big(\mathbf{C}(-\mathbf{w}-\mathbf{z}) + \mathbf{C}_r(-\mathbf{w}-\mathbf{z}+\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}(-\mathbf{w}-\mathbf{z}))\Big) \\ &= -(\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C})(\mathbf{w}+\mathbf{z}) \\ &= -[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1}(\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C})\mathbf{w}. \end{aligned} \tag{4.29}$$

On rappelle la forme du correcteur $C_r = \frac{Qz^{-N}}{1-Qz^{-N}}\hat{\mathbf{P}}^{-1}$. On peut simplifier l'équation (4.29) en multipliant le numérateur et le dénominateur par $1 - Qz^{-N}$ et on trouve

$$\mathbf{z} = -[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1}(\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \mathbf{I}Qz^{-N})\mathbf{w} \tag{4.30}$$

d'où

$$\mathbf{M} = -[\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1}(\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \mathbf{I}Qz^{-N}).$$

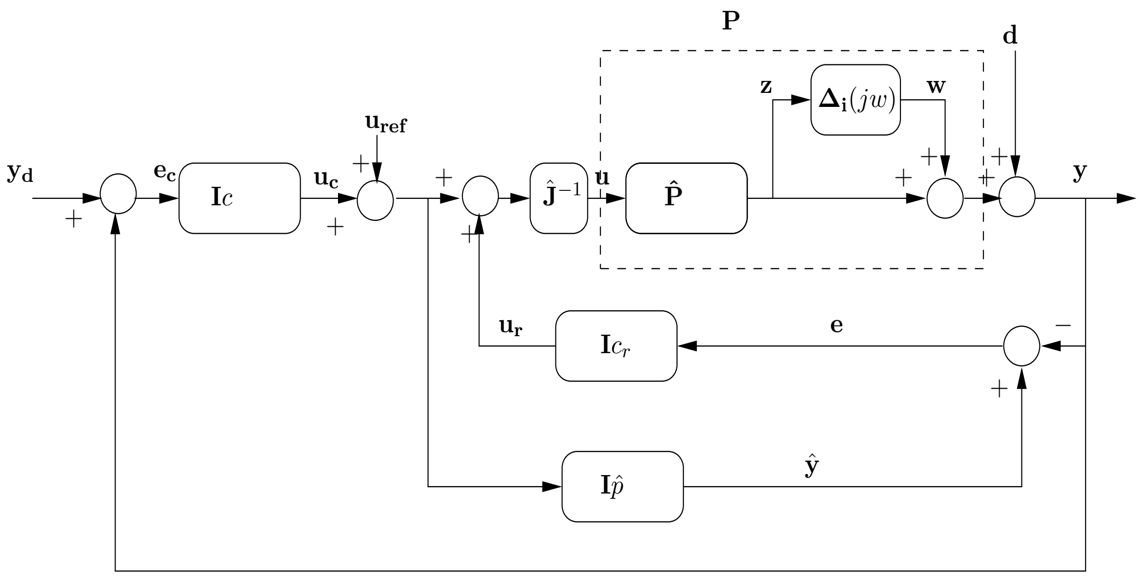


FIGURE 4.20 – Schéma de commande à modèle interne pour le système découplé faisant apparaître l'incertitude multiplicative en sortie $\mathbf{\Delta}_i$.

On peut considérer que le système nominal a été découplé en multipliant la commande calculée par le correcteur par l'inverse de la Jacobienne estimée (voir Fig. 4.20), le modèle utilisé pour calculer les correcteurs est alors le suivant

$$\hat{\mathbf{P}}_{dec}(z^{-1}) = \hat{\mathbf{J}}^{-1}\frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}}\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{I}\hat{p}$$

avec $\hat{p} = \frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}}$. Les différents correcteurs seront alors également découplés : $\mathbf{C}_r = \mathbf{I}c_r = \mathbf{I}\frac{\hat{p}^{-1}Qz^N}{1-Qz^{-N}}$, $\mathbf{C}_{ref} = \mathbf{I}c_{ref}$ et $\mathbf{C} = \mathbf{I}c$.

Dans ce cas, le transfert $\mathbf{M}$ s'écrit

$$\mathbf{M} = -\mathbf{I}\frac{\hat{p}c + Qz^{-N}}{1+\hat{p}c}.$$

Les Fig. 4.21 et Fig. 4.22 présentent la valeur singulière maximale de $\mathbf{M}$ pour le système découplé avec différents correcteurs $\mathbf{C}$ et différents filtres Q. Les filtres Q sont obtenus en utilisant les coefficients d'une fenêtre d'apodisation de Blackman-Harris. La taille de la fenêtre permet de faire varier la bande passante du filtre. Les deux filtres utilisés sont les suivants

$$B_{H9}(z,z^{-1}) = 0,0076(z^{-3}+z^3) + 0,0758(z^{-2}+z^2) + 0,2424(z^{-1}+z) + 0,3484 \tag{4.31}$$

$$B_{H15}(z,z^{-1}) = 0,0009(z^{-6}+z^6) + 0,0066(z^{-5}+z^5) + 0,0259(z^{-4}+z^4) + 0,0663(z^{-3}+z^3) + 0,1237(z^{-2}+z^2) + 0,1771(z^{-1}+z) + 0,1991. \tag{4.32}$$

Le filtre B_{H9} correspond à une sélection de 9 coefficients sur la fenêtre de Blackmann-Harris (seuls 7 coefficients sont retenus pour cause d'arrondi). Sa pulsation de coupure à -3dB est de 18,6 rad·s^{-1}, ce qui correspond à une fréquence de 2,96 Hz. Le filtre B_{H15} correspond à une sélection de 15 coefficients sur la fenêtre de Blackmann-Harris (seuls 13 coefficients sont retenus pour cause d'arrondi). Sa pulsation de coupure à -3dB est de 10,6 rad·s^{-1}, ce qui correspond à une fréquence de 1,69 Hz.

Les trois correcteurs $\mathbf{C}$ sont des simples gains. Pour $\mathbf{C} = 4\mathbf{I}$, le rejet de perturbation d'un échelon s'effectue avec un dépassement de 8% et un temps de réponse à 5% de 0,72s. Pour $\mathbf{C} = 1\mathbf{I}$, le rejet de perturbation d'un échelon s'effectue sans dépassement avec un temps de réponse à 5% de 2,7s. Pour $\mathbf{C} = 0\mathbf{I}$, on se trouve dans le cas du PRC seul (voir section 3.3.3).

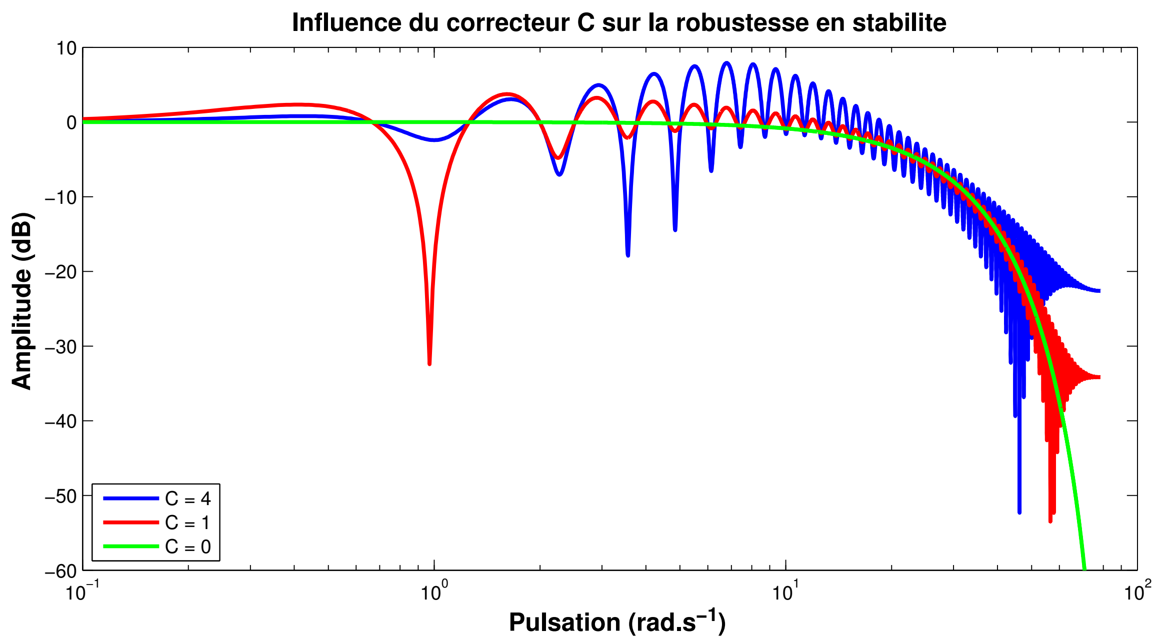


FIGURE 4.21 – $\bar{\sigma}(\mathrm{M})$ pour le système découplé. Influence du correcteur $\mathbf{C}$ sur la robustesse en stabilité. Le correcteur PRC est réglé avec un filtre $Q = BH9$.

La Fig. 4.21 montre que le choix du correcteur $\mathbf{C}$ influe grandement sur la marge de stabilité. Si $\mathbf{C}$ est choisi égal à $4\mathbf{I}$, une forte résonance apparaît autour de la pulsation $7rad \cdot s^{-1}$, ce qui réduit sensiblement les erreurs de modélisation statique autorisées. La diminution du gain de $\mathbf{C}$ permet cependant de réduire la résonance. Comme le montre la Fig. 4.22, le filtre Q permet également de modifier la marge de stabilité en hautes fréquences. La marge de stabilité croît lorsque le filtre passe bas est plus sélectif.

Le tableau 4.3 donne la borne de stabilité robuste (3.44) pour les différents correcteurs $\mathbf{C}$ et filtres Q étudiés.

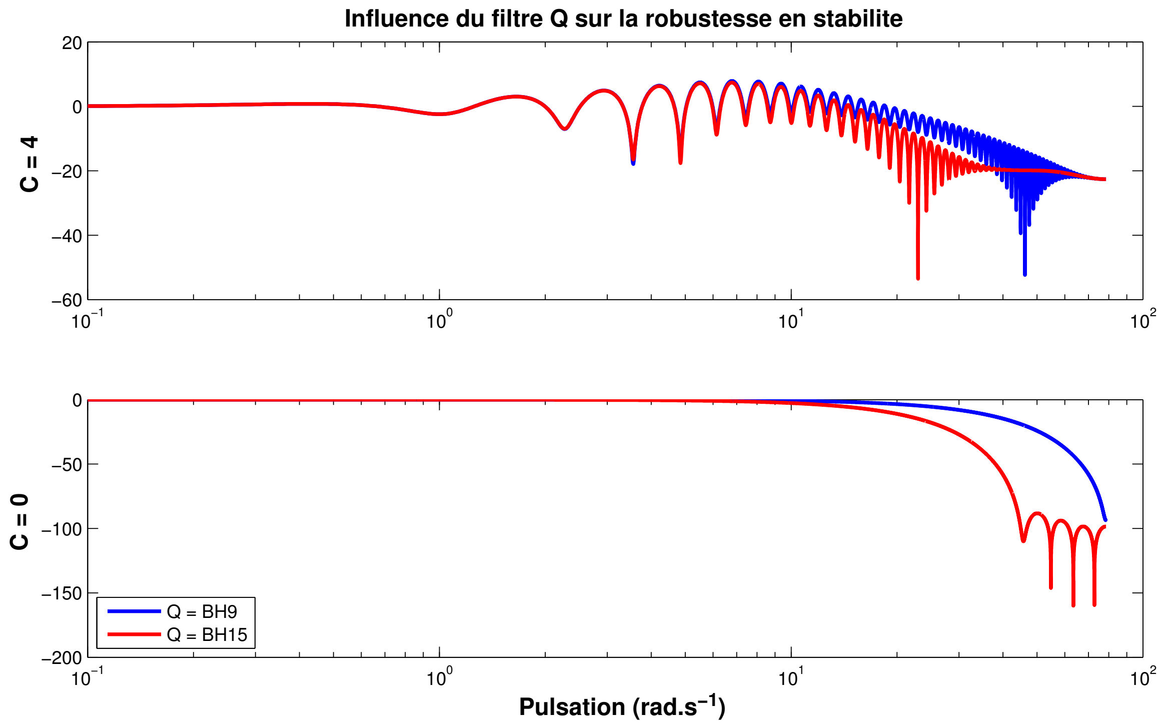


FIGURE 4.22 – $\bar{\sigma}(\mathbf{M})$ pour le système découplé. Influence du filtre Q sur la robustesse en stabilité avec $\mathbf{C} = 4\mathbf{I}$.

4.3.3 Performance en rejet de perturbations périodiques

On observe ici l'influence du choix du correcteur $\mathbf{C}$ et du filtre Q sur les performances en rejet de perturbations de la loi de commande à modèle interne pour le système nominal. Le transfert $\mathbf{T}_{d\to y}$ entre la perturbation $\mathbf{d}$ et la sortie $\mathbf{y}$ est donné par

$$\begin{aligned} \mathbf{y} &= \mathbf{d} - (\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C})\mathbf{y} \\ \Rightarrow \mathbf{T}_{d\to y} &= [\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}_r\hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1} \end{aligned} \quad (4.33)$$

que l'on peut simplifier de la même manière que précédemment

	$Q = B_{H9}$	$Q = B_{H15}$
$\mathbf{C} = 4\mathbf{I}$	0,40	0,42
$\mathbf{C} = 1\mathbf{I}$	0,65	0,65
$\mathbf{C} = 0\mathbf{I}$	1	1

TABLE 4.3 – $\frac{1}{||\mathbf{M}(j\omega)||_\infty}$ pour le système découplé.

$$\mathbf{T}_{d\to y} = [\mathbf{I} + \hat{\mathbf{P}}\mathbf{C}]^{-1}(1 - Qz^{-N}). \tag{4.34}$$

Pour le système découplé, on obtient

$$\mathbf{T}_{d\to y} = \mathbf{I}\frac{1 - Qz^{-N}}{1 + \hat{p}\mathbf{c}}. \tag{4.35}$$

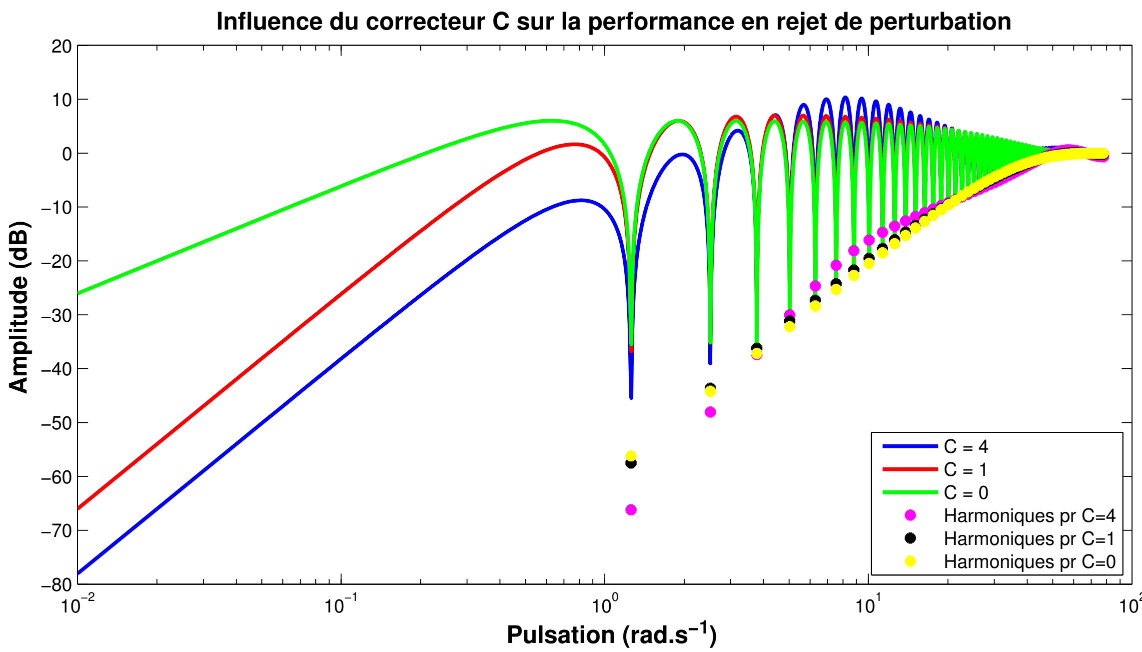


FIGURE 4.23 – $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y})$ pour le système découplé. Influence du correcteur $\mathbf{C}$ sur la performance en rejet de perturbations périodiques. Le correcteur PRC est réglé avec un filtre $Q = BH9$.

Les Fig. 4.23 et 4.24 présentent la valeur de $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y}(j\omega))$ en fonction du correcteur $\mathbf{C}$ et du filtre Q pour la loi de commande à modèle interne calculée pour le système découplé avec les mêmes réglages que précédemment.

On peut remarquer que le choix du correcteur $\mathbf{C}$ influe peu sur les propriétés de rejet de perturbations périodiques. En effet, on peut voir sur la Fig. 4.23 que les valeurs de $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\to y})$ aux harmoniques de la perturbation périodique sont proches quelque soit le correcteur $\mathbf{C}$. Au contraire, une diminution de la bande passante du filtre Q a pour conséquence de réduire sensiblement les performances du rejet de perturbations périodiques.

Globalement, le correcteur PRC avec modèle interne a un comportement très proche de celui du R-GPC avec $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - \alpha z^{-1})$ avec $0 \le \alpha \le 1$. Son inconvénient majeur est la répétition qui apparaît lors du rejet de perturbations non périodiques.

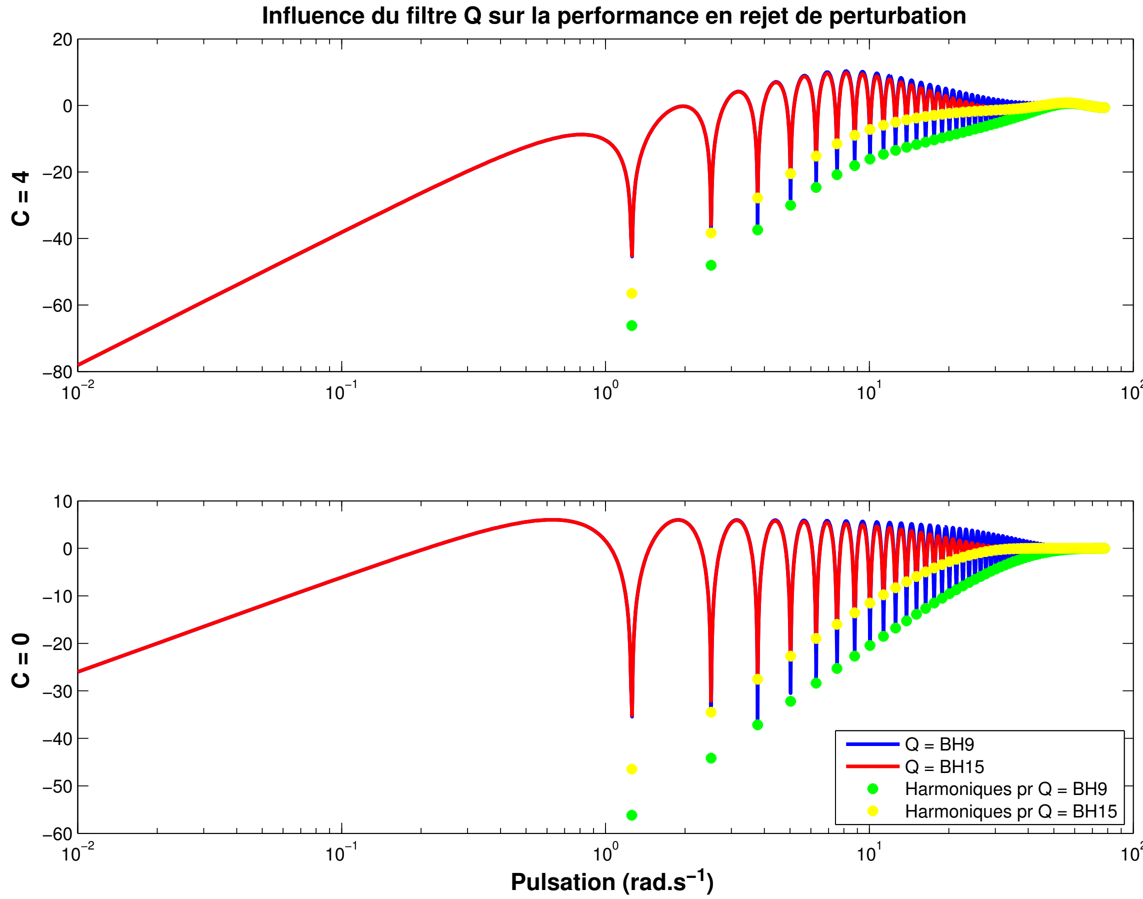


FIGURE 4.24 – $\bar{\sigma}(\mathbf{T}_{d\rightarrow y})$ pour le système découplé. Influence du filtre Q sur la performance en rejet de perturbations périodiques avec $\mathbf{C} = 4\mathbf{I}$.

4.3.4 Suppression de la répétition : loi de commande à commutation

Dans le contexte de la commande ILC (*Iterative Learning Control*), plusieurs méthodes ont été proposées pour traiter les perturbations non périodiques apparaissant dans les processus de traitements répétitifs. Dans [MCT07], Mishra et al. proposent un algorithme ILC segmenté où l'apprentissage est activé ou non en fonction de l'amplitude des composantes répétitives et non-répétitives du signal d'erreur. Dans [MvdMS06], Merry et al. retirent les composantes non-répétitives du signal d'erreur au moyen d'un filtrage par ondelettes.

Nous présentons ici une méthode que nous proposons pour améliorer le comportement du correcteur PRC avec feedback par rapport au rejet de perturbations non périodiques. L'idée générale consiste à détecter lorsqu'une perturbation non-périodique en sortie a lieu, et d'empêcher le rejet de cette perturbation par le correcteur PRC à la période suivante.

La solution proposée est de soustraire à la commande $\mathbf{u_r}[k]$, la contribution de la commande due à l'apprentissage du correcteur PRC (cf Fig. 4.17).

L'équation de récurrence permettant le calcul de la commande $\mathbf{u_r}$ est donnée par

$$\mathbf{u_r}[k] = Q(q,q^{-1})\mathbf{u_r}[k-N] + \hat{\mathbf{P}}^{-1}(q^{-1})Q(q,q^{-1})\mathbf{e}[k-N]. \tag{4.36}$$

On peut séparer la commande en un terme de répétition qui consiste à répéter la commande envoyée à la période précédente et un terme d'apprentissage qui consiste à améliorer la commande en fonction de l'erreur résiduelle.

La contribution de l'apprentissage peut-être mise sous la forme de la fonction de transfert suivante

$$\mathbf{u_{ra}}(z) = \hat{\mathbf{P}}^{-1}(z^{-1}) \cdot Q(z,z^{-1}) \cdot z^{-N}\mathbf{e}(z). \tag{4.37}$$

Il est donc possible, lorsqu'une perturbation non-périodique est détectée, de soustraire la commande $\mathbf{u_{ra}}[k]$ à la commande $\mathbf{u_r}[k]$ à la période suivante et ainsi d'éviter la répétition. Cependant, en ne faisant que ceci, l'erreur $\mathbf{e}[k]$ en entrée du correcteur répétitif ne disparaît pas. On rappelle que $\mathbf{e}[k]$ est la différence entre la sortie du système et celle du modèle et que la commande $\mathbf{u_c}[k]$, qui a permis de compenser la perturbation non-périodique, n'a pas d'influence sur $\mathbf{e}[k]$ puisqu'elle est envoyée à la fois au système et au modèle.

Pour ramener le signal $\mathbf{e}[k]$ à zéro, nous proposons d'injecter la commande $\mathbf{u_{ra}}[k]$ dans le modèle. Ainsi, le correcteur PRC aura virtuellement compensé la perturbation non périodique. La figure 4.25 présente le schéma de commande à modèle interne et commutation.

4.3.5 Détéction de perturbations non périodiques

La détection de la perturbation non périodique est basée sur l'observation du signal d'erreur $\mathbf{e_c}[k]$ entre la sortie théorique et la sortie perturbée du système. Dans le cas où la perturbation est purement périodique, le signal d'erreur $\mathbf{e_c}[k]$ devient nul en régime permanent. A partir de là, un signal $\mathbf{e_c}[k]$ non nul signifie qu'une perturbation non périodique est entrée dans le système.

En pratique, le rejet de perturbation périodique n'est pas parfait et des bruits de mesure sont présents. Le signal d'erreur $\mathbf{e_c}[k]$ ne sera donc pas nul. Une solution est d'intégrer le signal $\mathbf{e_c}[k]$ sur une période pour filtrer les composantes périodiques et le bruit de mesure. Une perturbation non-périodique est alors détectée si la valeur absolue de l'intégrale dépasse un seuil ρ. L'intégration du signal $\mathbf{e_c}[k]$ sur une période peut être réalisée à l'aide du filtre causal

$$S(z^{-1}) = \frac{1}{N}\left(z^d + \sum_{i=1}^{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor}(z^{-i+d} + z^{i+d})\right)z^{-N} \tag{4.38}$$

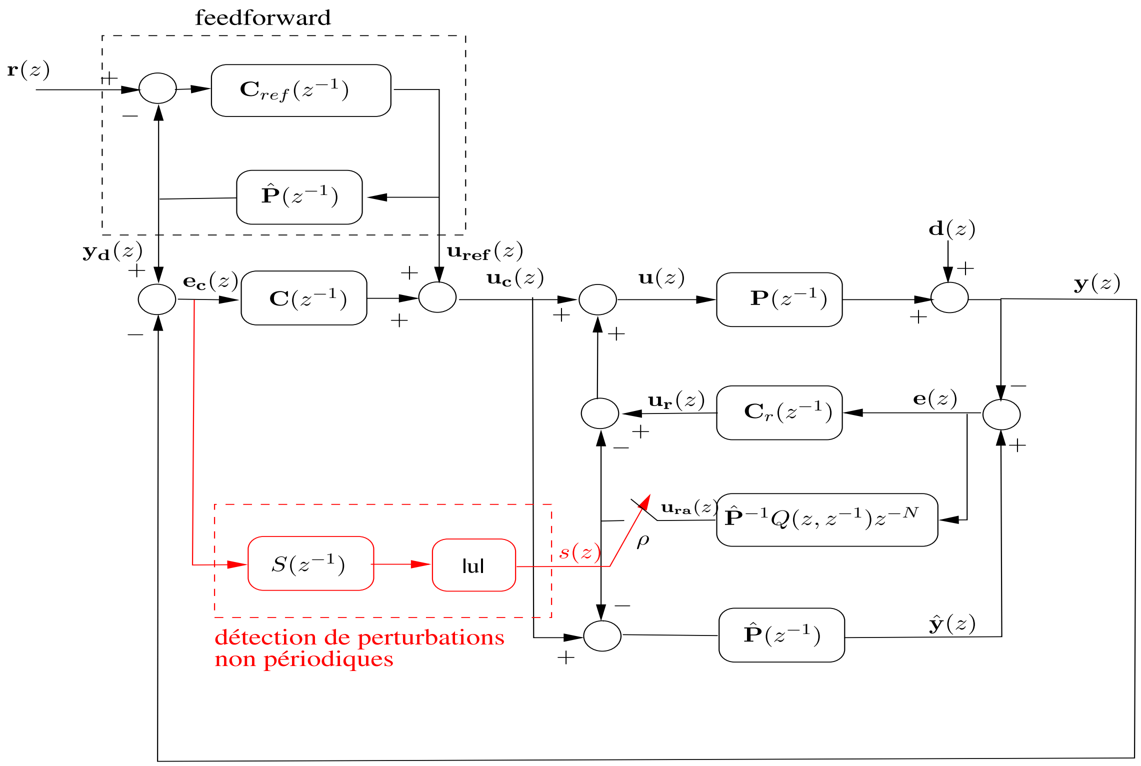


FIGURE 4.25 – schéma de commande à modèle interne avec retour de sortie et commutation pour empêcher la répétition lors du rejet de perturbation constante.

où d est le retard pur du système. Le filtre $S(z^{-1})$ est causal car il contient un retard d'une période de la perturbation. En effet, la contribution de l'apprentissage du correcteur répétitif (4.37) n'est envoyée au système qu'après une période de la perturbation. Nous disposons donc également d'une période pour détecter l'occurrence d'une perturbation non périodique.

4.3.6 Analyse de stabilité de la loi de commande à commutation

Nous nous intéressons ici à la stabilité de la loi de commande à commutation en présence d'incertitude sur le gain estimé du système de manière à modéliser des erreurs d'estimation de la matrice Jacobienne. On se limite cependant ici à l'étude pour un modèle monovariable de notre système en présence d'une incertitude sur le gain du système $P = (1 + dk)\hat{P}$.

La stabilité de la loi de commande à commutation ne peut pas être déterminée uniquement en observant indépendamment la stabilité de chaque mode [Lib03]. Mais, l'analyse de stabilité des systèmes incertains à commutation peut être réalisée à l'aide de la théorie de Lyapunov. Pour cela, nous avons besoin de la forme d'état du système.

La boucle fermée du système à commutation peut être représentée sous forme d'état comme suit

$$\mathbf{x}(k+1) = \hat{\mathbf{A}}_{\sigma(k)}\mathbf{x}(k) + \hat{\mathbf{B}}_{\sigma(k)}[\mathbf{r}(k)\ \mathbf{d}(k)] \tag{4.39}$$

$$\mathbf{y}(k) = \hat{\mathbf{C}}_{\sigma(k)}\mathbf{x}(k) + \hat{\mathbf{D}}_{\sigma(k)}[\mathbf{r}(k)\ \mathbf{d}(k)] \tag{4.40}$$

ou $\sigma(k) \in \mathcal{I} = \{1, 2\}$ est le mode actif au pas k et $\hat{\mathbf{A}}_i, \hat{\mathbf{B}}_i, \hat{\mathbf{C}}_i, \hat{\mathbf{D}}_i$ sont des matrices incertaines. Leur obtention est détaillée dans l'annexe B.

La matrice $\hat{\mathbf{A}}_i$ appartient à un polytope convexe $\mathcal{A}_{\mathbf{i}} = co\{\mathbf{A}_{i1}...\mathbf{A}_{i2^p}\}$, ou p est le nombre de paramètres incertains (dans notre cas $p = 1$, l'incertitude sur le gain est donnée par le paramètre dk). Les matrices $\mathbf{A}_{ij}$ sont les sommets du polytope. Ils sont obtenus en prenant le maximum et le minimum des paramètres incertains $\underline{dk}$ et $\overline{dk}$ pour chaque mode.

Le système à commutation est alors quadratiquement stable si une matrice symétrique définie positive $\mathbf{P}_L > 0$ existe telle que [GRVK05]

$$\mathbf{A}'_{ij}\mathbf{P}_L\mathbf{A}_{ij} - \mathbf{P}_L < 0 \ \forall i \in \mathcal{I}, j = 1, ..., 2^p. \tag{4.41}$$

La figure 4.26 montre le résultat d'une recherche itérative de la limite de stabilité en utilisant la Toolbox SeDuMi pour résoudre les LMIs. La recherche itérative est effectuée pour différentes valeurs du correcteur proportionnel $C(z^{-1})$ en partant de $\underline{dk} = 0$ et $\overline{dk} = 0$ puis en incrémentant l'incertitude par pas de 0,025 jusqu'à ne plus obtenir de solutions aux LMIs. La robustesse aux erreurs de modèle est maximale pour $C(z^{-1}) = 4$, et dans ce cas, la stabilité de la boucle fermée est garantie tant que $dk \in [-0,325\ ;\ 0,3]$. Il faut noter que la condition (4.41) est suffisante mais pas nécessaire. Il est donc possible que la stabilité puisse être observé pour des incertitudes plus larges.

4.3.7 Résultats de simulation

La Fig. 4.27 présente des résultats de simulation du schéma de commande à commutation en absence d'erreur de modèle. On peut remarquer que, comme prévu, la perturbation en échelon est immédiatement rejetée et qu'aucune répétition n'apparaît à la période suivante. En effet, le signal de commutation issu de l'intégration de l'erreur $\mathbf{e}_c$ croît fortement à la période suivant l'apparition de la perturbation non périodique ce qui entraîne la commutation. La commutation permet alors de virtuellement compenser la perturbation non périodique à travers le modèle.

La Fig. 4.28 montre que malgré les erreurs de modèle, la loi de commande à commutation permet également d'annuler les oscillations apparaissant après un changement de consigne ou une perturbation non périodique. On notera toutefois que le temps d'apprentissage initial est augmenté car la perturbation périodique est tout d'abord détectée comme une perturbation non périodique. Ce phénomène n'est pas très génant car il n'apparaît qu'à l'initialisation du rejet de perturbation. De plus, on peut envisager des solutions pour bloquer la commutation lors de l'apprentissage initial.

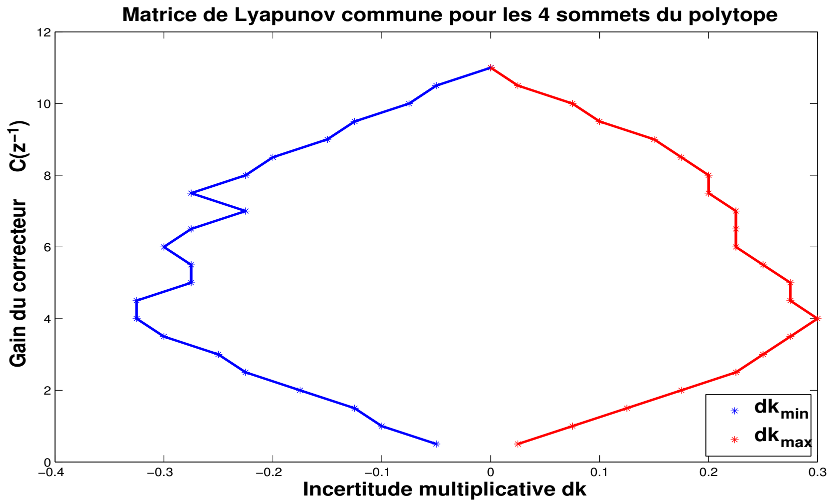


FIGURE 4.26 – Marges de stabilité de la loi de commande à commutation obtenue par la recherche itérative d'une matrice de Lyapunov commune. Le correcteur PRC est réglé avec $Q(z, z^{-1}) = 0,01(z^{-3} + z^3) + 0,075(z^{-2} + z^2) + 0,24(z^{-1} + z) + 0,35$, et N est choisi égal à 15 pour réduire les temps de calcul.

4.3.8 Résultats en conditions de laboratoire

Le correcteur PRC avec feedback et la loi de commande commutation ont été appliqués sur l'endoscope flexible motorisé sur le banc de test. L'expérience comporte deux changements de consigne et une perturbation non périodique est provoquée en déplaçant la cible. Les résultats comparatifs sont présentés sur la Fig. 4.29.

L'amplitude de la perturbation respiratoire dans l'image avant compensation est de 186 pixels pour le PRC avec feedback et de 184,1 pixels pour la loi de commande à commutation. Après convergence, l'erreur résiduelle due à la perturbation périodique est respectivement de 38,7 pixels et 31,5 pixels ce qui correspond à une atténuation de 78% pour le PRC avec feedback et 82,8% pour la loi de commande à commutation.

Avec la commande à modèle interne (Fig. 4.29.(a)), la perturbation non périodique occasionne une erreur de 80 pixels, l'erreur est immédiatement ramenée à zéro sous l'effet du correcteur feedback standard. Mais, une erreur de 80 pixels apparaît à la période suivante.

L'ajout de la loi de commande à commutation (Fig. 4.29.(b)) permet de réduire sensiblement l'erreur après le rejet d'une perturbation non périodique. La première perturbation non périodique, donnant lieu à un dépassement de 120 pixels, est immédiatement rejetée et l'erreur maximale observée lors des périodes suivantes est de 26 pixels.

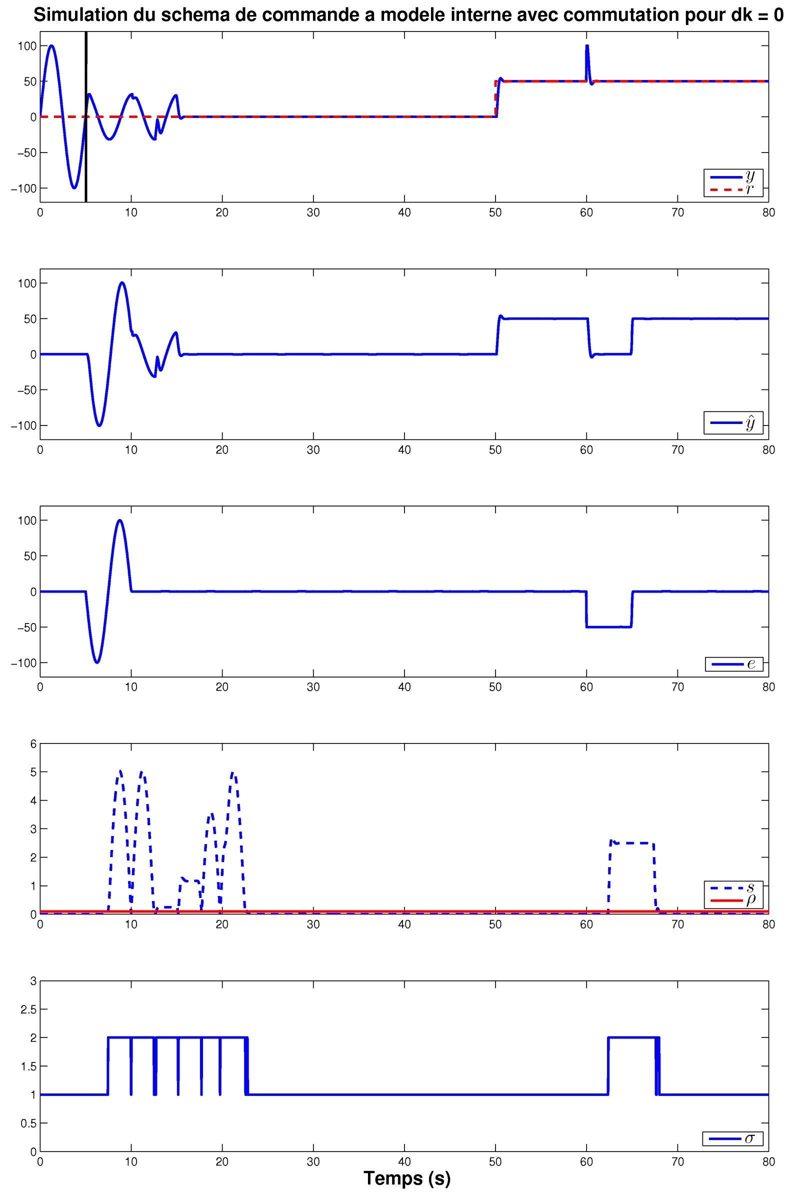


FIGURE 4.27 – Simulation de la loi de commande à commutation avec $\rho = 0.1$ sans erreurs de modèle.

4.3.9 Résultats en conditions *in vivo*

Les résultats comparatifs des algorithmes de commande PRC avec feedback et de la loi de commande à commutation appliqués en conditions *in vivo* sont présentés sur la Fig. 4.30. L'endoscope est amené dans la cavité abdominale par un trocart. Plusieurs perturbations non périodiques sont réalisées en changeant l'orientation du trocart.

L'amplitude de la perturbation respiratoire dans l'image avant compensation est de 70 pixels pour le PRC avec feedback et de 74,8 pixels pour la loi de commande à

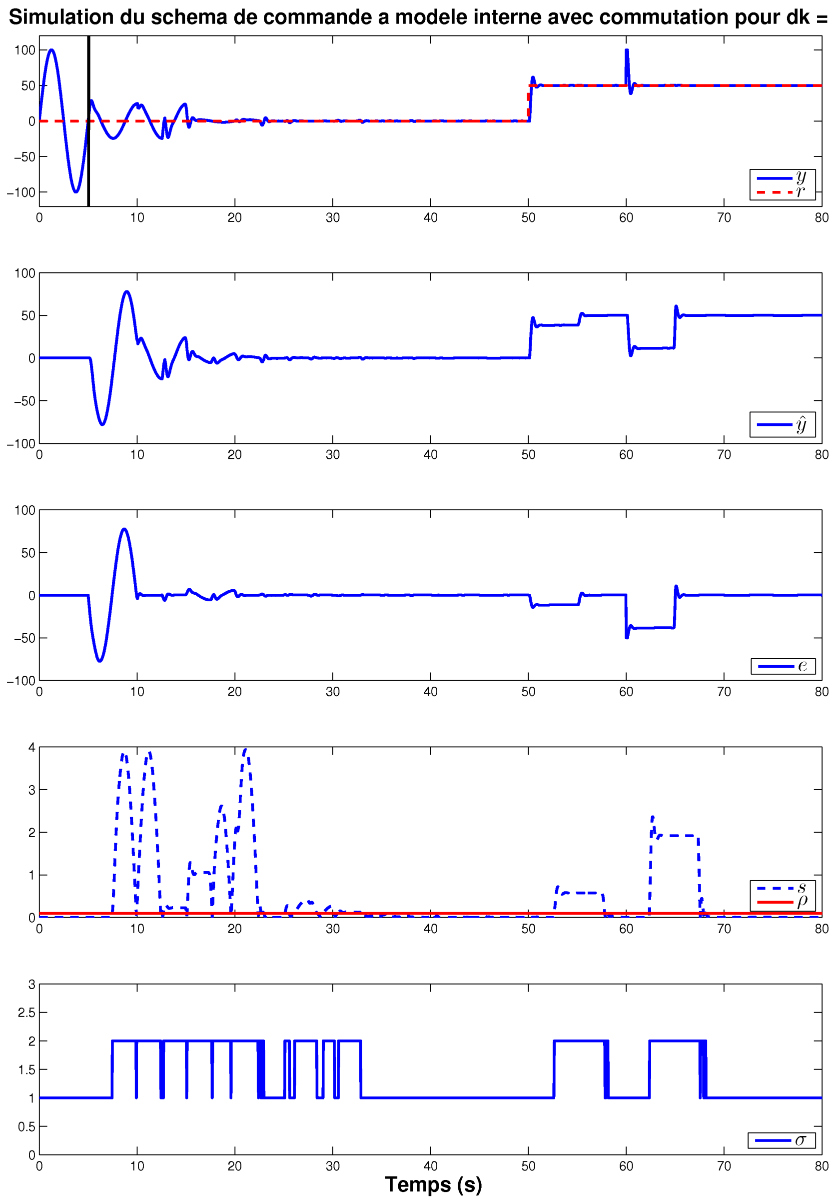


FIGURE 4.28 – Simulation de la loi de commande à commutation avec $\rho = 0.1$ et une erreur de modèle $dk = 0,3$.

commutation. Après convergence, l'erreur résiduelle due à la perturbation périodique est respectivement de 12,7 pixels et 10,7 pixels ce qui correspond à une atténuation de 81,8% pour le PRC avec feedback et 85,6% pour la loi de commande à commutation.

Avec la commande à modèle interne (Fig. 4.30.(a)), la première perturbation non périodique occasionne une erreur de 103 pixels, l'erreur est immédiatement ramenée à zéro sous l'effet du correcteur feedback standard. Mais une erreur de 83 pixels apparaît à la période suivante. Pour les perturbations non périodiques suivantes, les erreurs

(a)

(b)

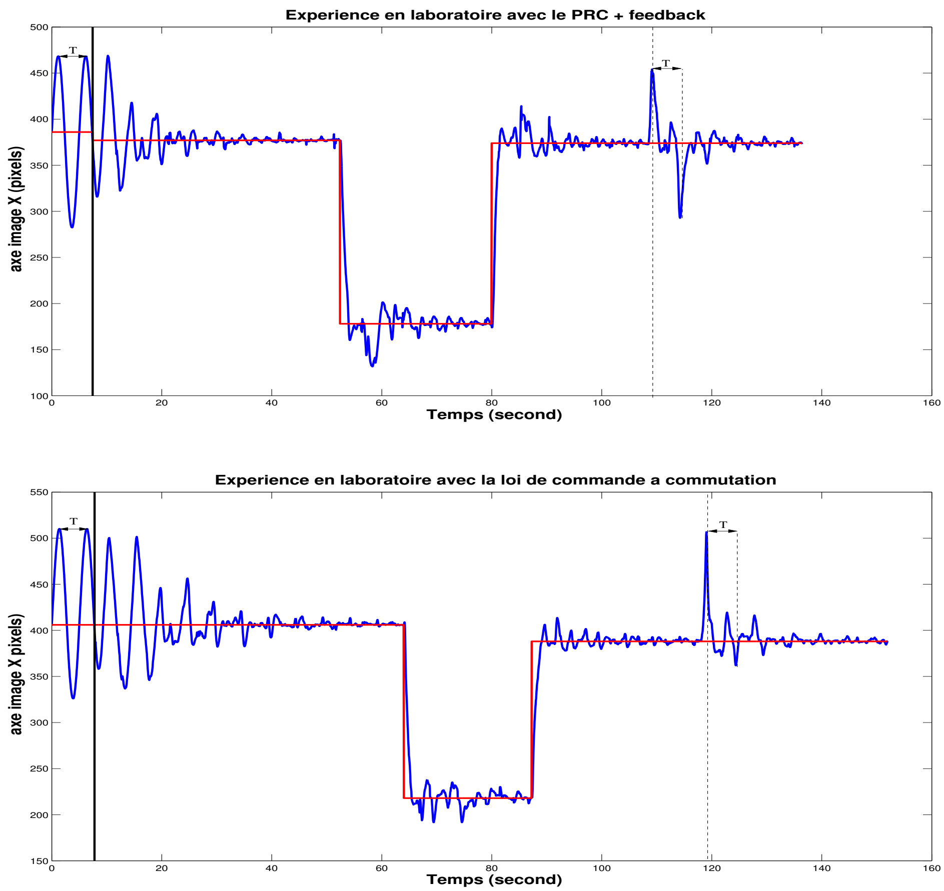


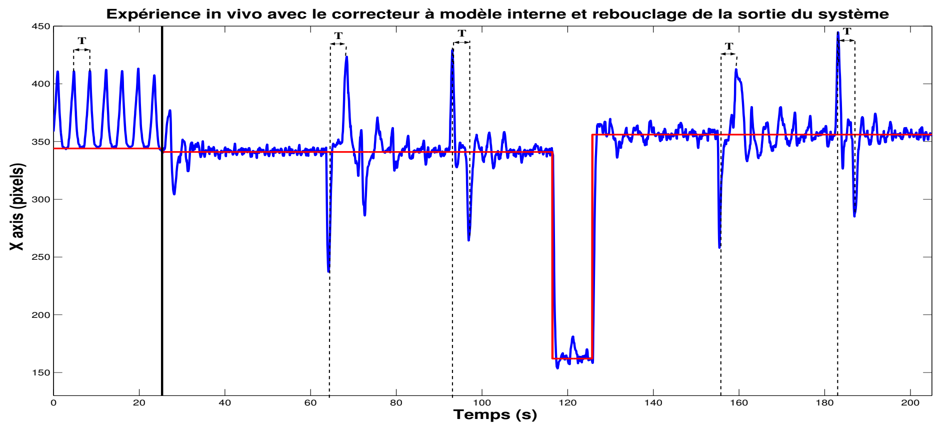
FIGURE 4.29 – (a) Résultats en conditions de laboratoire avec le PRC + feedback standard. Le correcteur est activé à $t = 7s$. Deux changements de consigne en échelon sont demandés à $t = 52s$ et $80s$. Une perturbation en échelon se produit à $t = 108s$. (b) Avec la loi de commande à commutation. Le correcteur est activé à $t = 8s$. Deux changements de consigne en échelon sont demandés à $t = 64s$ et $87s$. Une perturbation en échelon se produit à $t = 118s$.

initiales sont de 88, 98 et 88 pixels et la répétition à la période suivante entraîne une erreur de 77, 57 et 71 pixels.

L'ajout de la loi de commande à commutation (Fig. 4.30.(b)) permet de réduire sensiblement l'erreur après le rejet d'une perturbation non périodique. La première perturbation non périodique, donnant lieu à un dépassement de 118 pixels, est immédiatement rejetée et l'erreur maximale observée lors des périodes suivantes est de 26 pixels. Pour les perturbations suivantes, le dépassement initiale est de 153, 123 et 166 pixels. L'erreur observée pendant les périodes suivantes n'excède pas respectivement 38, 17 et 32 pixels.

Ces résultats montrent qu'il est possible d'obtenir un rejet des mouvements physiologiques périodiques de bonne qualité tout en traitant de façon satisfaisante les perturbations engendrées par des actions sur l'endoscope, et ce même dans des conditions *in vivo*.

(a)



(b)

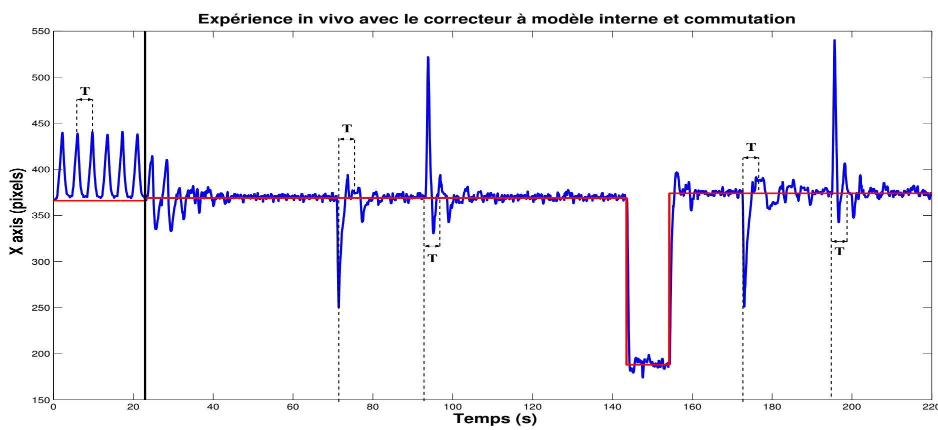


FIGURE 4.30 – (a) Résultats *in vivo* avec le PRC + feedback. Le correcteur est activé à $t = 25s$. Deux changements de consigne en échelon sont demandés à $t = 116s$ et $126s$. Plusieurs perturbations non périodiques se produisent à $t = 64s,\ 93s,\ 155s$ et $183s$. (b) Avec la loi de commande à commutation. Le correcteur est activé à $t = 23s$. Deux changements de consigne en échelon sont demandés à $t = 144s$ et $155s$. Plusieurs perturbations non périodiques se produisent à $t = 71s,\ 94s,\ 173s$ et $196s$.

4.4 Adaptation aux changements de profondeur

La matrice Jacobienne $\mathbf{J}$ détaillée au chapitre 2 est composée du Jacobien du robot $\mathbf{J_q}(\mathbf{q})$ reliant la vitesse des moteurs à la vitesse du repère de la caméra, et de la matrice d'interaction $\mathbf{L_f}(\mathbf{f}, {}^{c}z)$ reliant la vitesse du repère caméra à la vitesse des informations visuelles

$$\mathbf{J} = \mathbf{L_f}(\mathbf{f}, {}^cz)\mathbf{J_q}(\mathbf{q}). \tag{4.42}$$

La matrice $\mathbf{J_q}(\mathbf{q})$ dépend de la configuration du robot, qui est fonction de la position des moteurs. La matrice $\mathbf{L_f}(\mathbf{f}, {}^cz)$ dépend de la position de la cible dans l'image et de ${}^cz$ qui est la coordonnée de la cible selon $\vec{k}_c$ confondu avec l'axe optique de la caméra. On appellera par la suite ${}^cz$ la profondeur de la cible. Il faut cependant noter qu'il est difficile d'obtenir la profondeur à partir des mesures dans l'image sans avoir un modèle de la cible (modèle CAO par exemple).

Les premiers tests de compensation des mouvements respiratoires par asservissement visuel ont été réalisés avec une estimation locale de la Jacobienne globale $\mathbf{J}$ reliant la vitesse des moteurs à la vitesse des informations visuelles. Si le chirurgien change manuellement la position de l'endoscope pour être plus proche de la zone à traiter, le modèle initialement estimé ne sera alors plus valable. La stabilité et la performance des commandes R-GPC et PRC présentées dans le précédent chapitre dépendent de la précision du modèle du système. Elles ont toutes deux le même domaine de stabilité face aux erreurs statiques (pour le correcteur R-GPC avec $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$) :

$$||\mathbf{J}\hat{\mathbf{J}}^{-1} - \mathbf{I}||_2 < 1.$$

Dans le cas d'un mouvement important, il pourrait donc être nécessaire de stopper la compensation lors d'une action manuelle sur l'endoscope sous peine d'atteindre l'instabilité de l'asservissement. Il faudra alors réeffectuer l'estimation de la Jacobienne à la nouvelle position de travail avant de relancer l'asservissement.

4.4.1 Découplage par inversion de la Jacobienne courante

Même dans le cas d'un mouvement plus réduit, plusieurs périodes de perturbation périodique sont nécessaires avant d'atteindre à nouveau la convergence (voir Fig. 4.32). Pour améliorer le temps de convergence et assurer la stabilité de l'asservissement lorsque la profondeur varie, une solution consiste à adapter le modèle du système dans la loi de commande.

La modification du modèle dans le correcteur R-GPC n'est pas une tâche aisée. Elle implique la résolution des deux équations Diophantiennes dont les polynômes sont d'ordre élevé, et le calcul des gains optimaux qui nécessite l'inversion de matrices de dimension élevée.

La solution que nous proposons est d'actualiser le modèle en dehors de la loi de commande. Ceci est réalisable car la dynamique du système (intégrateur et retard) ne dépend pas de la profondeur. Le seul élément du modèle qui change avec la profondeur est la matrice Jacobienne.

Nous proposons donc de découpler le système par inversion de la matrice Jacobienne courante. De cette manière, il est possible de calculer le correcteur R-GPC ou le PRC

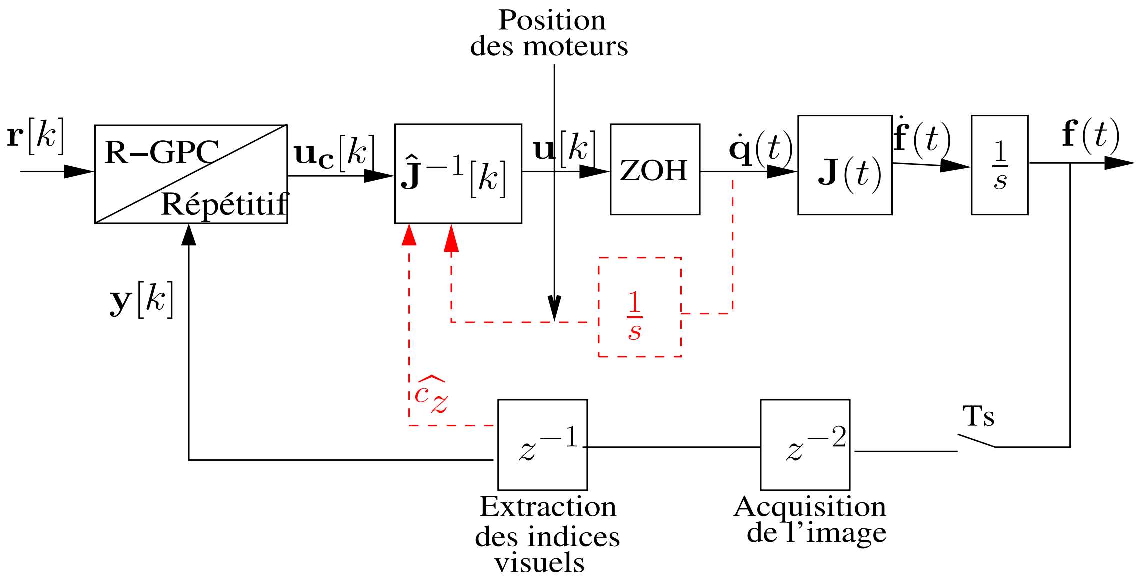


FIGURE 4.31 – Découplage de la loi de commande par inversion de la Jacobienne.

indépendamment de la matrice de gain du système. Le modèle employé pour calculer le correcteur sera alors le suivant :

$$\begin{bmatrix} 1-z^{-1} & 0 \\ 0 & 1-z^{-1} \end{bmatrix} Y(z^{-1}) = z^{-4}T_s \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} U(z^{-1}). \tag{4.43}$$

La commande à envoyer au système est alors obtenue en multipliant la sortie du correcteur par l'inverse de la matrice Jacobienne courante estimée au pas k $\hat{\mathbf{J}}^{-1}[k]$:

$$\mathbf{u}[k] = \hat{\mathbf{J}}^{-1}[k]\mathbf{u_c}[k] \tag{4.44}$$

où $\mathbf{u_c}$ est la commande calculée par le correcteur PRC ou R-GPC découplé (voir Fig. 4.31). Si la matrice Jacobienne peut être estimée à chaque pas k, alors la référence de vitesse envoyée au variateur sera égale à celle obtenue avec le correcteur calculé pour le modèle complet du système.

La figure 4.32 présente un résultat de simulation du découplage par inversion de la matrice Jacobienne courante appliqué avec le correcteur R-GPC sur un modèle de simulation construit sous Matlab/Simulink. Ces simulations permettent de constater qu'après une diminution de la profondeur, des oscillations entretenues apparaissent dans le cas où seule la Jacobienne initiale est utilisée, signe que la limite de stabilité est proche. Au contraire, dans le cas où la Jacobienne est estimée à chaque pas, la convergence est atteinte après seulement une période de la perturbation.

4.4.2 Amélioration du transitoire lors d'un changement de profondeur

Malheureusement, comme le montre la figure 4.32, la réponse transitoire à un changement de profondeur avec le correcteur découplé par inversion de la matrice Jacobienne

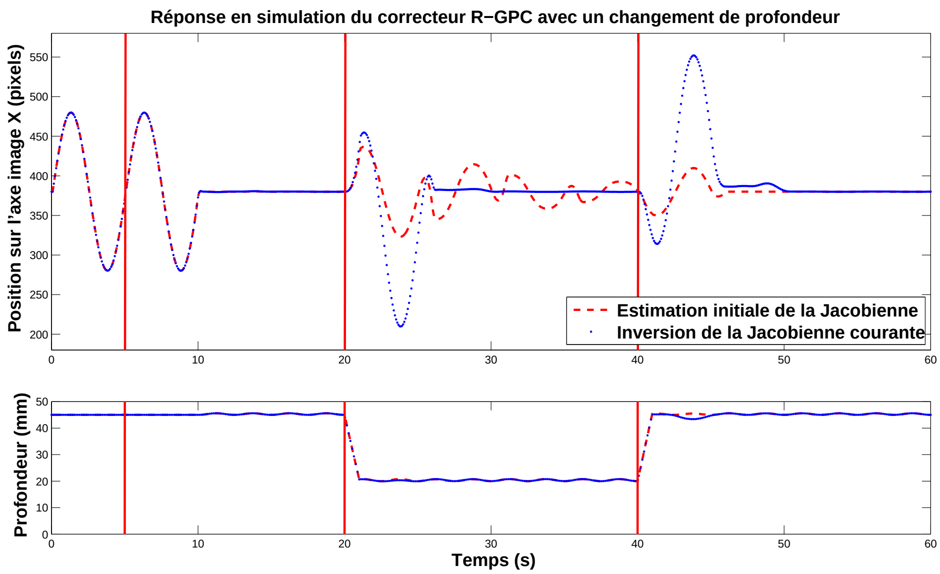


FIGURE 4.32 – Découplage par inversion de la Jacobienne. Simulation d'un changement de profondeur avec le correcteur R-GPC utilisant $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$. Des résultats similaires sont obtenus avec le correcteur PRC. La profondeur initiale de la cible est de 40mm. À $t = 20s$, l'endoscope est retiré et la profondeur passe à 20mm. Puis à $t = 40s$, le système est ramené à la profondeur initiale de 40mm.

n'est pas bonne. Les commandes envoyées pendant la première période suivant le changement de profondeur amplifient la perturbation. Il faut attendre une période pour que le correcteur réapprenne et rejette la perturbation périodique.

Pour expliquer ce comportement, rappelons l'équation récurrente du correcteur PRC. On prend $Q(z, z^{-1}) = 1$ pour simplifier l'étude.

$$\mathbf{u_c}[k] = \mathbf{u_c}[k - N] + (\mathbf{e}[k - N] - \mathbf{e}[k - (N + 1)])\frac{1}{T_s}. \tag{4.45}$$

Supposons à présent que la convergence est atteinte, i.e. que l'erreur dans le plan image est stabilisée à zéro. Alors, la vitesse de référence envoyée au pas k aux actionneurs pour compenser la perturbation périodique est égale à la vitesse envoyée au pas $k - N$:

$$\mathbf{u_c}[k] = \mathbf{u_c}[k - N]. \tag{4.46}$$

Lorsqu'une modification de la profondeur a lieu, l'égalité précédente reste vraie pendant une période complète de la perturbation périodique. Cependant, l'effet de la perturbation dans le plan image est modifié. En considérant que la stabilisation de l'information visuelle a lieu sur le centre optique de l'image et que le changement de profondeur est effectué le long de l'axe optique, la projection perspective nous donne

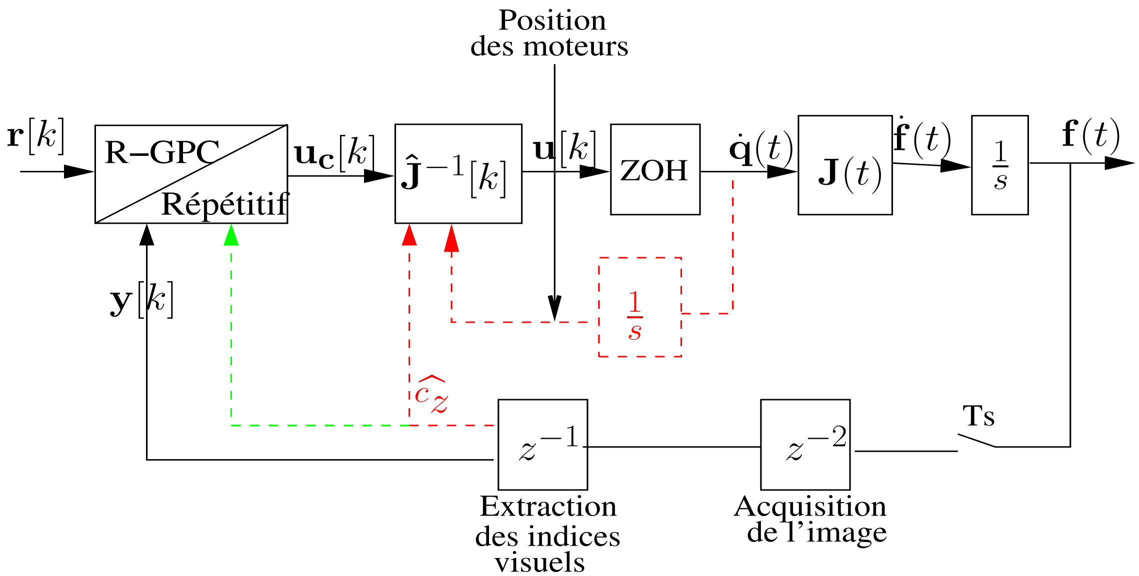


FIGURE 4.33 – Schéma de principe de l'adaptation de la loi de commande au changement de profondeur. Une estimation de la profondeur permet dans un premier temps de découpler la loi de commande en inversant la matrice Jacobienne $\mathbf{J}$. Dans un deuxième temps, la mémoire des commandes passées est mise à jour en fonction du changement de profondeur.

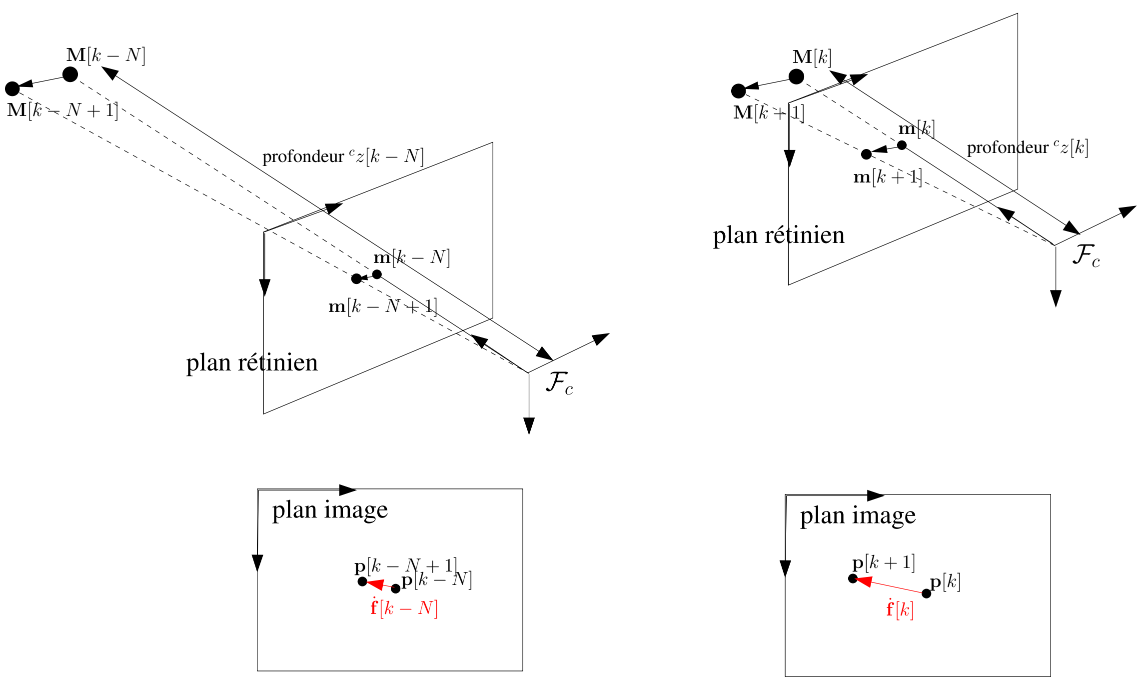


FIGURE 4.34 – Effet d'un changement de profondeur sur la vitesse apparente de la cible dans l'image.

$$\dot{\mathbf{f}}[k] = \frac{{}^{c}z[k-N]}{{}^{c}z[k]}\dot{\mathbf{f}}[k-N] \tag{4.47}$$

où $\dot{\mathbf{f}}$ est la vitesse apparente de l'information visuelle dans l'image engendrée par la perturbation périodique et ${}^{c}z$ est la profondeur (voir Fig. 4.34).

La commande envoyée au système après multiplication par l'inverse de la Jacobienne n'est donc plus adaptée à la profondeur courante et elle fait apparaître une erreur dans l'image qui ne sera corrigée qu'après une période. Pour corriger ce comportement et améliorer la réponse transitoire, nous proposons d'adapter la mémoire des commandes passées des correcteurs répétitifs de manière à prendre en compte le changement de profondeur.

Pour cela, nous cherchons la commande de vitesse $\mathbf{u_c}[k]$ qu'il faudrait envoyer à l'inversion de Jacobienne puis au système de manière à compenser parfaitement l'effet de la perturbation pour la nouvelle profondeur. On obtient l'équation suivante :

$$\mathbf{J}[k]\mathbf{J}^{-1}[k]\mathbf{u_c}[k] = \dot{\mathbf{f}}[k] = \frac{{}^{c}z[k-N]}{{}^{c}z[k]}\dot{\mathbf{f}}[k-N].$$

Sachant que $\mathbf{J}[k-N]\mathbf{J}^{-1}[k-N]\mathbf{u_c}[k-N] = \dot{\mathbf{f}}[k-N]$ puisque l'erreur était nulle avant le changement de profondeur, il en résulte qu'il faut envoyer

$$\mathbf{u_c}[k] = \frac{{}^{c}z[k-N]}{{}^{c}z[k]}\mathbf{u_c}[k-N].$$

La commande courante doit donc être la commande de la période précédente multipliée par un rapport de profondeur. Une solution d'implémentation possible consiste à mettre à jour tout le vecteur de commande à chaque pas de la manière suivante

$$\mathbf{U_c}[k] = \frac{{}^{c}z[k-1]}{{}^{c}z[k]}\mathbf{U_c}[k] \tag{4.48}$$

où $\mathbf{U_c}[k] = [\mathbf{u_c}[k-1]^T \mathbf{u_c}[k-2] \ldots]^T$ est le vecteur de commandes passées du correcteur répétitif (dans le R-GPC, le vecteur de commandes passées apparaît dans le calcul de la réponse libre Eq.(3.21)). De cette manière, à chaque instant, la mémoire des commandes des correcteurs répétitifs est en accord avec l'effet de la perturbation périodique à la profondeur courante.

La figure 4.35 présente un résultat de simulation de la mise à jour du vecteur de commandes passées appliquée avec le correcteur R-GPC. La mise à jour du vecteur de commande permet d'améliorer nettement la réponse transitoire lors d'un changement de profondeur par rapport à la simple inversion de Jacobienne. Cependant, on peut noter qu'un *offset* apparaît dans l'image qui n'est compensé qu'à la période suivante.

L'*offset* a deux origines :

– En pratique, l'estimation de la profondeur sera obtenue par traitement de l'image. Contrairement à ce que nous avons considéré dans l'élaboration de la méthode,

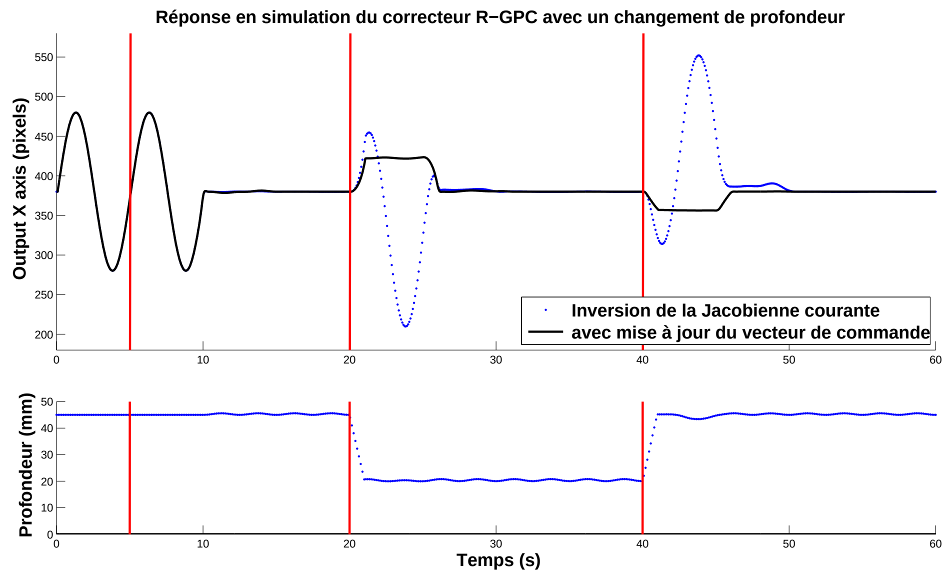


FIGURE 4.35 – Découplage par inversion de la Jacobienne et mise à jour du vecteur de commande. Simulation d'un changement de profondeur avec le correcteur R-GPC utilisant $\mathbb{C} = \mathbb{A}(1 - z^{-1})$. Des résultats similaires sont obtenus avec le correcteur PRC.

nous ne disposons pas de la profondeur courante. Pour notre système, l'estimation de la profondeur est obtenue avec 3 périodes d'échantillonnage de retard. Ce retard a été pris en compte dans la simulation.

- Il y a également un effet de parallaxe qui a lui-même deux origines :
  - Si le mouvement de la caméra endoscopique ne se fait pas le long de l'axe optique, l'information visuelle effectue un mouvement de translation dans l'image lors du changement de profondeur.
  - La cible n'est pas forcément stabilisée au centre de l'image. Dans ce cas, l'information visuelle s'écarte du centre de l'image lors d'un changement de profondeur même si le mouvement de la caméra se fait le long de l'axe optique.

4.4.3 Estimation du rapport de profondeur

Pour pouvoir mettre en œuvre la méthode d'adaptation proposée, il est nécessaire de pouvoir estimer le rapport de profondeur entre 2 images successives.

La profondeur des informations visuelles n'est pas directement mesurable dans le cas où aucun modèle de la cible n'est disponible pour effectuer un calcul de pose.

Toutefois, il est possible d'obtenir une estimation du changement de profondeur en utilisant la modification de l'apparence de la cible dans l'image. L'algorithme de suivi utilisé permet une estimation en temps réel de l'homographie $\mathbf{G}[k]$ entre une imagette plane de référence et la zone correspondante dans l'image courante. Chaque point $\mathcal{I}$, de coordonnées $\mathbf{p}[k]$, de l'imagette dans l'image courante est relié à sa position $\mathbf{p}^*$ dans l'image de référence par la relation suivante

$$\begin{bmatrix} \mathbf{p}[k] \\ 1 \end{bmatrix} \alpha \mathbf{G}[k] \begin{bmatrix} \mathbf{p}^* \\ 1 \end{bmatrix}. \tag{4.49}$$

Connaissant la matrice $\mathbf{A}$ des paramètres intrinsèques de la caméra, il est possible d'obtenir la matrice d'homographie métrique $\mathbf{H}[k]$ par

$$\mathbf{H}[k] = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{G}[k]\mathbf{A}. \tag{4.50}$$

On note $med_{svd}(\mathbf{H})$ la valeur singulière médiane de $\mathbf{H}$, on appelle alors

$$\mathbf{H}_{norm}[k] = \frac{1}{med_{svd}(\mathbf{H}[k])}\mathbf{H}[k]. \tag{4.51}$$

Il est alors possible de décomposer la matrice homographique euclidienne $\mathbf{H}_{norm}[k]$ [FL88], [ZH95] (voir Fig. 4.36) de la façon suivante

$$\mathbf{H}_{norm} = \mathbf{R} + \frac{\mathbf{t}}{\zeta^*}\mathbf{n}^{*T}. \tag{4.52}$$

où $\mathbf{n}^*$ est la normale au plan de l'objet $\mathcal{O}$ exprimé dans le repère de référence $\mathcal{F}_c^*$, et ζ^* est la distance entre l'origine de $\mathcal{F}_c^*$ et le plan $\mathcal{O}$.

En multipliant l'équation (4.52) par $\mathbf{X}^* = [{}^cx^* \ {}^cy^* \ {}^cz^*]^T$, les coordonnées du point $\mathcal{M}$ exprimées dans le repère de référence $\mathcal{F}_c^*$, on obtient

$$\mathbf{H}_{norm}[k]\mathbf{X}^* = \mathbf{R}[k]\mathbf{X}^* + \frac{\mathbf{t}[k]}{\zeta^*}\mathbf{n}^{*T}\mathbf{X}^* \tag{4.53}$$

et comme $\mathbf{n}^{*T}\mathbf{X}^* = \zeta^*$ on obtient

$$\mathbf{H}_{norm}\mathbf{X}^* = \mathbf{R}\mathbf{X}^* + \mathbf{t} = \mathbf{X}[k]. \tag{4.54}$$

Chaque point $\mathbf{m}[k] = \frac{\mathbf{X}[k]}{{}^cz[k]}$ de la zone planaire exprimé en coordonnées métriques

$$\begin{bmatrix} \mathbf{m}[k] \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A}^{-1} \begin{bmatrix} \mathbf{p}[k] \\ 1 \end{bmatrix} \tag{4.55}$$

est alors relié à sa position initiale $\mathbf{m}^* = \frac{\mathbf{X}^*}{{}^cz^*}$ par

$${}^cz[k] \begin{bmatrix} \mathbf{m}[k] \\ 1 \end{bmatrix} = {}^cz^* \mathbf{H}_{norm}[k] \begin{bmatrix} \mathbf{m}^* \\ 1 \end{bmatrix}. \tag{4.56}$$

Il est alors possible d'obtenir une estimation du rapport entre une position et la position initiale pour n'importe quel point de la zone planaire par la relation suivante

$$\frac{\widehat{{}^cz[k]}}{{}^cz^*} = \frac{[\mathbf{m}[k]^T \ 1]\mathbf{H}_{norm}[k] \begin{bmatrix} \mathbf{m}^* \\ 1 \end{bmatrix}}{[\mathbf{m}[k]^T \ 1][\mathbf{m}[k]^T \ 1]^T}. \tag{4.57}$$

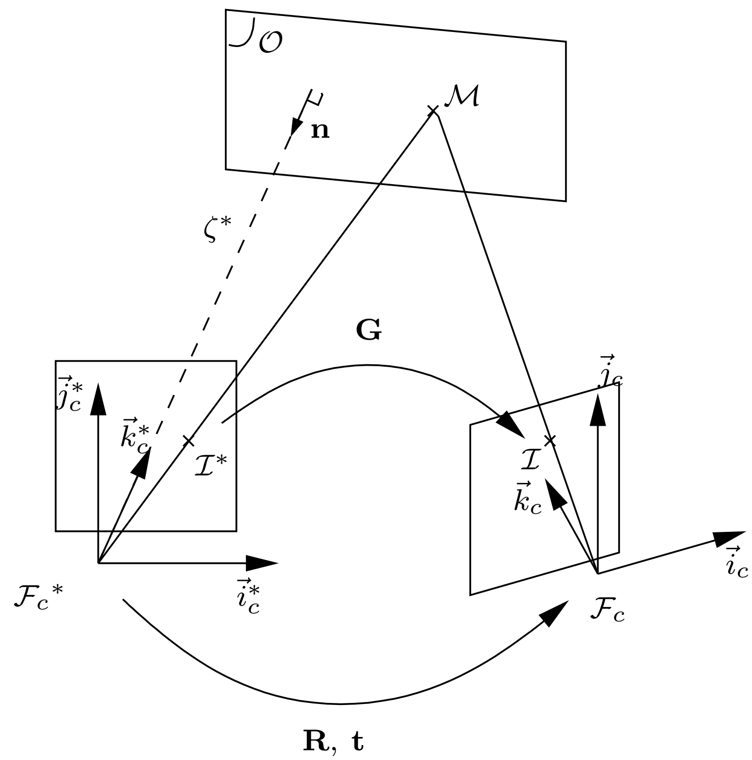


FIGURE 4.36 – Décomposition de la matrice d'homographie.

Pour notre algorithme (4.48), nous avons besoin du rapport de profondeur entre 2 pas d'échantillonnage successifs. Il peut être obtenu de la façon suivante

$$\frac{\widehat{{}^{c}z[k-1]}}{{}^{c}z[k]} = \frac{\widehat{{}^{c}z[k]}}{{}^{c}z^*}^{-1} \frac{\widehat{{}^{c}z[k-1]}}{{}^{c}z^*}. \tag{4.58}$$

4.4.4 Résultats en conditions de laboratoire

Dans l'expérience présentée, la cible est initialement placée à 45mm de la caméra endoscopique. Lorsque la convergence est atteinte, la cible est rapprochée de l'endoscope à approximativement 20mm, puis ramenée à sa position initiale.

La figure 4.37.(a) montre le comportement du PRC avec la Jacobienne estimée pour la profondeur initiale. Le comportement face au changement de profondeur est proche de celui obtenu en simulation. Des oscillations apparaissent, signe que la limite de stabilité est proche.

La figure 4.37.(b) montre le comportement du PRC découplé avec multiplication par la Jacobienne inverse. Une forte erreur apparaît, mais celle-ci est correctement compensée lors des périodes suivantes.

(a)

(b)

(c)

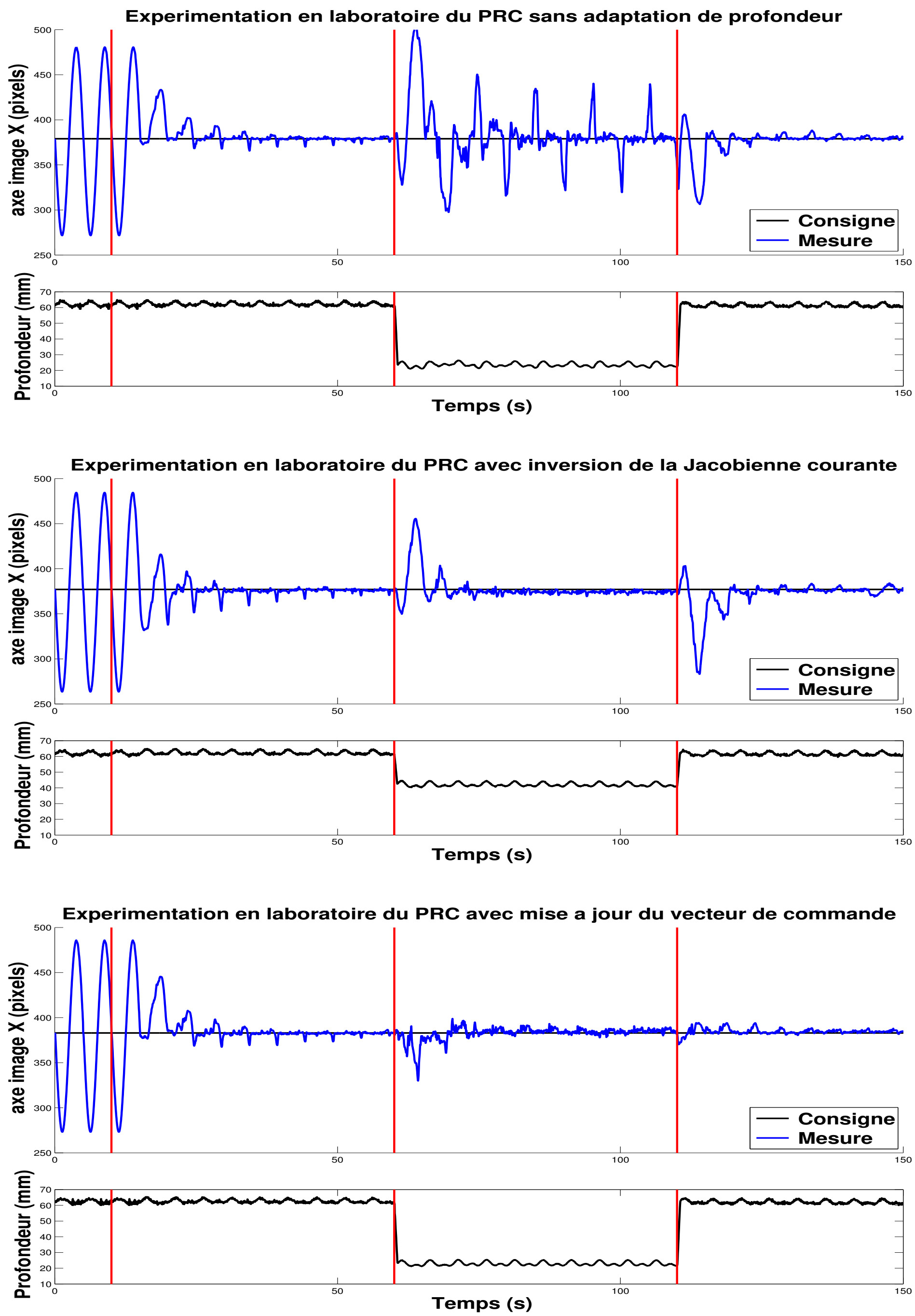


FIGURE 4.37 – (a) Résultats en conditions de laboratoire avec le correcteur PRC simple, (b) avec le PRC découplé avec multiplication par l'inverse de la Jacobienne courante, (c) avec le PRC découplé avec multiplication par la Jacobienne inverse et mise à jour du vecteur de commandes passées.

Enfin, La figure 4.37.(c) montre le comportement du PRC découplé avec multiplication par la Jacobienne inverse et mise à jour du vecteur de commandes passées. Comme attendu, la mise à jour du vecteur des commandes passées permet de réduire sensiblement l'erreur transitoire. Ces expériences confirment l'intérêt de l'adaptation de la commande en fonction de la profondeur et la faisabilité de l'approche.

4.4.5 Résultats en conditions *in vivo*

Lors des expériences en conditions *in vivo*, le changement de profondeur est obtenu en enfonçant ou en retirant manuellement l'endoscope flexible par un trocart. Un outil endoscopique marqué est utilisé pour estimer la profondeur initiale. Les résultats sont présentés sur la figure 4.38.

Les résultats sont proches de ceux obtenus sur le banc de test. Un changement de profondeur important amène l'asservissement en limite de stabilité si la Jacobienne n'est pas mise à jour lors du découplage. Lorsque la Jacobienne est mise à jour, une erreur transitoire importante apparaît due à l'utilisation des commandes passées par le PRC qui ne sont pas en adéquation avec la position courante de l'endoscopique. La mise à jour du vecteur de commande du correcteur par le rapport de profondeur permet alors de réduire l'erreur transitoire.

4.5 Conclusion

Nous avons proposé dans ce chapitre plusieurs développements permettant d'améliorer le comportement des correcteurs PRC et R-GPC ainsi que d'automatiser certains de leurs réglages.

Premièrement, l'observations des non linéarités (jeux, zones mortes) induitent par la transmission à câbles entre la poignée de commande et la tête flexible de l'endoscope a permis de mettre au point une stratégie de compensation des jeux de manière à améliorer la performance de nos lois de commande. De plus, les méthodes d'estimation automatisées des bandes de jeu et des gains du système que nous avons proposées permettent de régler les différents correcteurs sans action de la part de l'utilisateur.

Deuxièmement, nous avons proposé l'ajout d'un terme d'anticipation (correcteur *feedforward*) au correcteur PRC. Il est ainsi possible de spécifier une dynamique du suivi de consigne indépendante du rejet de perturbations périodiques.

Troisièmement, nous avons proposé un schéma de commande utilisant un modèle simulé du système et un correcteur PRC permettant, dans un premier temps, d'obtenir un rejet immédiat des perturbations non périodiques. Dans un deuxième temps, une loi de commande à commutation a été proposée sur la base du schéma à modèle interne. La commutation permet alors d'éviter les répétitions apparaissant lors du rejet de perturbations non périodiques en sortie et lors des changements de consigne avec un modèle mal estimé.

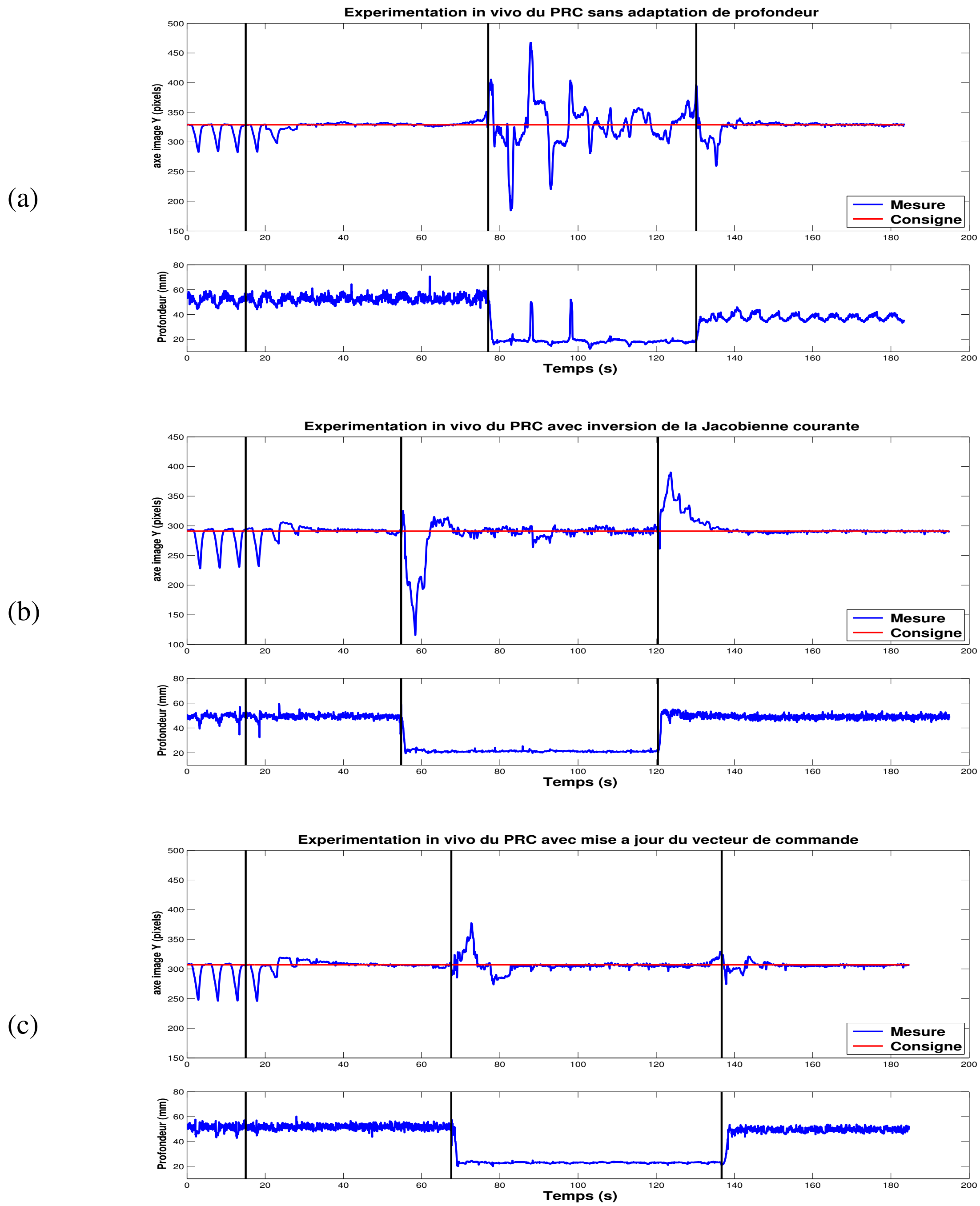


FIGURE 4.38 – (a) Résultats en conditions *in vivo* avec le correcteur PRC simple, (b) avec le PRC découplé avec multiplication par l'inverse de la Jacobienne courante, (c) avec le PRC découplé avec multiplication par la Jacobienne inverse et mise à jour du vecteur de commandes passées.

Enfin, nous nous sommes intéressés à la prise en compte des variations des gains du système pouvant devenir critique pour la stabilité de l'asservissement. Afin de résoudre ce problème, nous avons proposé dans un premier temps de découpler le système en inversant à chaque pas la matrice Jacobienne pour assurer la stabilité de la boucle face à un changement de profondeur. Cette approche classique en asservissement visuel en combinaison avec une loi de commande répétitive génère une forte erreur transitoire lors d'un changement de profondeur. Nous avons donc, dans un deuxième temps, proposé d'adapter la mémoire des commandes du correcteur pour améliorer la réponse transitoire lors du changement de profondeur.

Ces différents développements ont été validés successivement en simulation, puis sur notre dispositif expérimental de laboratoire et, enfin, en conditions *in vivo* sur sujets procins à l'IRCAD.

Conclusion

Les travaux présentés dans cette thèse concernent la stabilisation active d'un endoscope flexible par rapport à un organe cible malgré les perturbations périodiques et non périodiques. L'objectif applicatif était de permettre à un chirurgien de pouvoir opérer un organe soumis à des mouvements physiologiques comme s'il apparaissait immobile.

Nous avons, dans un premier temps, mis au point un prototype d'endoscope motorisé. Les deux degrés de liberté de la tête de l'endoscope flexible sont actionnés par deux moteurs rotatifs à arbre creux embarqués sur la poignée en remplacement des molettes de commande. Nous avons ensuite développé le modéle géométrique et cinématique de la tête de l'endoscope flexible. La caméra endoscopique est le seul capteur permettant de connaître l'interaction de l'endoscope avec son environnement. Afin de ne pas ajouter de matériel supplémentaire, la stabilisation active est donc réalisée au moyen d'un schéma d'asservissement visuel.

Dans le cadre de la chirurgie transluminale, les endoscopes flexibles sont utilisés pour accéder aux organes de la cavité abdominale en passant tout d'abord par des orfices naturelles (par exemlpe la bouche ou l'anus), puis au travers d'une incision d'une paroi interne (par exemple l'estomac ou l'intestin). La respiration est la principale source de mouvements physiologiques des organes de la cavité abdominale. Lorsque le patient est placé sous respirateur artificiel, le mouvement respiratoire forcé est parfaitement périodique et peut être monitoré. Deux algorithmes de commande permettant le rejet de perturbations périodiques ont été comparés : les correcteurs R-GPC (***Repetitive Generalized Predictive Controller***) et PRC (***Prototype Repetitive Controller***). Les effets de leurs paramètres de réglage sur la robustesse en stabilité et la performance en rejet de perturbations périodiques ont été observés. Ils ont ensuite été testés en pratique lors d'expériences ***in vivo*** sur modèle porcin.

Les jeux entre les moteurs et la tête flexible causés par la transmission à câbles diminuent les performances de l'asservissement et peuvent rendre le système instable. Afin de diminuer l'effet des jeux, nous avons ajouté une boucle de position de bas niveau permettant d'assurer la compensation du jeu. Nous avons ensuite proposé une méthode d'estimation des jeux. Cette estimation est effectuée ***in situ*** dans une phase précédant l'asservissement. Nous avons également proposé une méthode d'estimation locale de la matrice Jacobienne complète du système pouvant être réalisée lors de cette phase.

Notre système offre un mode coopératif au chirurgien : les deux degrés de liberté de la tête flexible compensent automatiquement les perturbations apparentes dans l'image endoscopique tandis que le chirurgien contrôle manuellement l'enfoncement de l'endoscope. Ces modifications manuelles de la position de l'endoscope ont deux effets. Premièrement, le modèle du système initialement estimé pour calculer le correcteur n'est plus valable après mouvement, ce qui entraîne la dégradation des performances de l'asservissement visuel, voire l'instabilité. Deuxièmement, le mouvement de l'endoscope fait apparaître des perturbations non périodiques dans l'image endoscopique.

Nous avons développé des algorithmes de commande permettant de gérer au mieux ces deux effets. Les variations de profondeur sont estimées à partir des modifications visuelles de la cible anatomique dans l'image en utilisant un modèle de transformation homographique. Ces variations de profondeur sont utilisées pour mettre à jour le tampon des commandes passées intervenant dans les algorithmes de commande prédictive ou répétitive, de sorte que les actions appliquées correspondent à la nouvelle profondeur de la cible.

La commande répétitive ou prédictive classique ne permet pas de rejeter les perturbations non périodiques ou produit des répétitions inappropriées. Pour résoudre ce problème, nous avons développé un algorithme de commande à commutation où un observateur permet de détecter l'arrivée d'une perturbation non prévue liée au mouvement de l'endoscope ou aux mouvements des organes. La commande répétitive est alors déroutée à la période suivante, ce qui évite de répéter les actions de commandes de rejet de cette perturbation. Tous ces algorithmes originaux ont été testés et validés en conditions *in vivo* sur modèle porcin et ont conduit à des améliorations importantes du comportement du système.

Un certain nombre de points peuvent cependant encore être améliorés.

Bien qu'ils n'entraînent pas de perte de stabilité, la méthode de détection de perturbation non périodique et le seuil de commutation ρ ont une grande influence sur la qualité du rejet de perturbations non périodiques. Si le seuil ρ est choisi trop élévé, certaines perturbations de faible amplitude ne seront pas détectées. A contrario, s'il est choisi trop bas, le bruit est susceptible d'engendrer la commutation rendant alors la loi de commande à commutation inefficace lors de l'occurrence d'une perturbation non périodique. Un réglage automatique du seuil de commutation ρ en fonction du bruit observé en régime permanent pourrait être envisagé.

La méthode d'adaptation au changement de profondeur nécessite la connaissance de la profondeur initiale (au lancement de l'algorithme de suivi) de la cible dans le repère de la caméra. En conditions *in vivo*, cette estimation initiale peut être obtenue à l'aide d'un outil endoscopique marqué. Il serait toutefois plus approprié de disposer d'une méthode automatique d'estimation pour décharger l'utilisateur de cette tâche. Plusieurs méthodes sont envisageables :

- estimation basée sur le modèle géométrique : l'idée serait d'utiliser deux vues de la cible obtenues suite à un mouvement de la tête de l'endoscope flexible. Le modèle géométrique permettant de connaître la transformation entre les repères de la caméra associés à chaque vue, il est possible d'obtenir une estimation de la profondeur par triangulation stéréoscopique.

– estimation basée sur le modèle cinématique : la matrice Jacobienne relie la vitesse des moteurs à la vitesse de la cible dans l'image. Les paramètres intrinsèques de la caméra ayant été estimés, la seule inconnue de la matrice Jacobienne est la profondeur de la cible. La profondeur peut alors être estimée à l'aide d'un algorithme d'optimisation en cherchant à minimiser l'erreur entre la vitesse image mesurée et la vitesse théorique obtenue par le modèle. Ces 2 méthodes d'estimation ont été testées, mais les résultats obtenus n'étaient pas satisfaisants. En effet, ces méthodes sont très sensibles aux erreurs de modèle. Or, nous avons fait des approximations dans l'élaboration de notre modèle (uniformité de la section flexible, positionnement de la caméra, absence de jeux). D'autres solutions utilisant des capteurs supplémentaires peuvent aussi être envisagées :
– utilisation d'un capteur de localisation : l'implantation d'un capteur de localisation magnétique dans la tête endoscopique permettrait de s'affranchir du modèle géométrique pour obtenir la transformation entre les repères de la caméra associés à chaque vue.
– obtention directe à l'aide d'un capteur de distance : il semble également envisageable d'intégrer un capteur de distance miniature à ultra-sons dans la tête de l'endoscope flexible ce qui permettrait d'avoir une mesure directe de la profondeur de la cible.

Les jeux du système varient selon la position de travail. Nous n'avons proposé qu'une estimation locale des jeux à la position initiale. Or, la position de travail est susceptible de changer au cours du fonctionnement de la stabilisation lorsque le chirurgien déplace le corps de l'endoscope. Deux pistes peuvent être explorées pour améliorer le comportement du système. La première piste pourrait consister à développer une estimation du jeu continue en ligne et d'adapter la compensation du jeu. La deuxième piste consisterait à réétudier la conception de l'endoscope pour limiter l'apparition des jeux.

L'utilisation d'un asservissement visuel est justifiée par la disponibilité du capteur de vision sur le système. Il est nécessaire d'obtenir de l'image endoscopique des informations visuelles fiables. Les algorithmes de suivi actuels peuvent rapidement être mis en défaut si l'aspect de la cible change pendant le suivi. Dans notre application, le chirurgien doit pouvoir effectuer l'acte chirurgical et peut être amené à agir sur la cible et à modifier son aspect. De plus, les instruments endoscopiques peuvent occulter la cible au cours de l'opération. Le développement d'algorithmes de suivi robustes aux variations de la cible ainsi qu'aux occultations est donc requis.

Les travaux présentés dans ce manuscrit ouvrent différentes perspectives.

Les expériences en conditions *in vivo* présentées au long de ce manuscrit ont été réalisées en passant par un trocart au travers de la paroi abdominale de manière à réduire le temps de mise en place du dispositif expérimental. Il serait néanmoins intéressant de réaliser des tests en se plaçant dans des conditions d'accès par voie transluminale.

L'adaptation au changement de profondeur et la loi de commande à commutation ont été testés séparément pour observer leur fonctionnement de manière indépendante.

Il serait cependant intéressant de fusionner les deux méthodes de sorte à compenser l'offset apparaissant lors d'un changement de profondeur.

Des sondes de microscopie confocale ont été récemment mises à la disposition des gastroentérologues. Elles permettent d'observer les tissus au niveau cellulaire jusqu'à une certaine profondeur (typiquement $250\mu m$). Il est ainsi possible de réaliser des biopsies sur site sans effectuer de prélèvement. Pour obtenir l'image, la sonde doit être maintenue au contact avec le tissu. Dans [KGN08], les auteurs remarquent que l'apparition d'artefacts dus au mouvement entre la sonde et le tissu est courante. La stabilisation active de l'endoscope pourrait dans ce cas améliorer la netteté des images microscopiques et faciliter le diagnostic.

On peut également songer à appliquer nos travaux à la chirurgie à trocart unique (***single port access surgery***) [GNRC09]. Cette méthode vise à limiter l'accès à la cavité abdominale par une unique incision (en règle générale au travers du nombril). Les développements actuels s'intéressent essentiellement à la mise au point d'un trocart spécifique permettant le passage des outils rigides disponibles en chirurgie laparoscopique. Cependant, la contrainte de passage par un unique trocart rend la manipulation manuelle des outils délicate (croisement des outils, manque de triangulation). Il nous semble naturel de penser que les endoscopes flexibles pourraient être utilisés pour réaliser ce type de chirurgie et bénéficier de nos développements puisque nous avons choisi cette méthode d'accès lors de nos expérimentations.

Il serait également intéressant d'étudier la motorisation des deux degrés de liberté supplémentaires, à savoir l'enfoncement et la rotation propre du corps de l'endoscope. Il serait alors envisageable de compenser les variations de profondeur et donner la possibilité au chirurgien de la commander à l'aide d'une interface.

Il conviendra alors d'étudier le choix des informations visuelles permettant le contrôle des deux degrés de liberté supplémentaires (par exemple les coordonnées de deux points), l'apparition possible d'une perte de rang de la matrice Jacobienne, ainsi que la pertinence de nos lois de commandes dans ce cas.

Annexe A

Résolutions des équations diophantiennes pour le calcul du correcteur R-GPC

A.1 Résolution récursive de la première équation diophantienne (3.10)

On considère l'équation diophantienne suivante d'inconnues $\mathbb{E}_j$ et $\mathbb{F}_j$.

$$\mathbb{C} = \mathbb{E}_j \mathbb{A} \Delta + q^{-j} \mathbb{F}_j \tag{A.1}$$

avec :

$$\begin{array}{rcl} \mathbb{A} & = & \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{A}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{A}_{na} q^{-na} \\ \mathbb{C} & = & \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc} q^{-nc} \\ \mathbb{E}_j & = & \mathbf{E}_0^{(j)} + \mathbf{E}_1^{(j)} q^{-1} + ... + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} q^{-j+1} \\ \mathbb{F}_j & = & \mathbf{F}_0^{(j)} + \mathbf{F}_1^{(j)} q^{-1} + ... + \mathbf{F}_{nf}^{(j)} q^{-nf^{(j)}} \\ \Delta & = & \delta = 1 - q^{-1} \end{array}$$

Les éléments des matrices $\mathbb{A}, \mathbb{C}, \mathbb{E}_j, \mathbb{F}_j$ sont des polynômes en q^{-1} qui ont pour degrés respectifs $na, nc, j-1$ et $nf^{(j)}$. Les matrices $\mathbf{A}_i, \mathbf{C}_i, \mathbf{E}_i^{(j)}, \mathbf{F}_i^{(j)}$ sont à coefficients réels. Les matrices de polynômes $\mathbb{E}_j$ et $\mathbb{F}_j$ sont l'unique solution de cette équation. Le degré de $\mathbb{E}_j \mathbb{A} \Delta = na + j$ et le degré de $q^{-j}\mathbb{F}_j = nf^{(j)} + j$. Etant donné que les ordres des deux membres de l'équation (A.1) doivent être identiques, on en déduit l'ordre nf du polynôme $\mathbb{F}_j$

$$nf^{(j)} = \max(na, nc - j).$$

Pour l'horizon de prédiction $j-1$, l'équation (A.1) s'écrit

$$\mathbb{C} = \mathbb{E}_{j-1} \mathbb{A} \Delta + q^{-j+1} \mathbb{F}_{j-1}. \tag{A.2}$$

En soustrayant (A.2) de (A.1), on obtient

$$(\mathbb{E}_j - \mathbb{E}_{j-1})\mathbb{A}\Delta + q^{-j+1}(q^{-1}\mathbb{F}_j - \mathbb{F}_{j-1}) = 0. \tag{A.3}$$

Etant donnée la forme de Δ, on peut réécrire (A.3) de la manière suivante

$$\begin{aligned}
& \left[(\mathbf{E}_0^{(j)} - \mathbf{E}_0^{(j-1)}) + (\mathbf{E}_1^{(j)} - \mathbf{E}_1^{(j-1)})q^{-1} + ... + (\mathbf{E}_{j-2}^{(j)} - \mathbf{E}_{j-2}^{(j-1)})q^{-j+2} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1}\right] \\
\times \; & \left[\mathbf{I} + (\mathbf{A}_1 - \mathbf{I})q^{-1} + ... + (\mathbf{A}_{na} - \mathbf{A}_{na-1})q^{-na} - \mathbf{A}_{na}q^{-na-1}\right] \\
- \; & q^{-j+1}\left[\mathbf{F}_0^{(j-1)} + (\mathbf{F}_1^{(j-1)} - \mathbf{F}_0^{(j)})q^{-1} + ... + (\mathbf{F}_{nf}^{(j-1)} - \mathbf{F}_{nf-1}^{(j)})q^{-nf} - \mathbf{F}_{nf}^{(j)}q^{-nf-1}\right] \\
= \; & 0.
\end{aligned} \tag{A.4}$$

On en déduit que

$$\mathbf{E}_k^{(j)} - \mathbf{E}_k^{(j-1)} = 0 \;\forall\; k = 0, ..., j-2.$$

Par conséquent, on a

$$\mathbb{E}_j = \mathbb{E}_{j-1} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1}. \tag{A.5}$$

L'équation (A.3) se réécrit alors

$$q^{-1}\mathbb{F}_j = \mathbb{F}_{j-1} - \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}\mathbb{A}\Delta. \tag{A.6}$$

A partir de ces relations, nous pouvons définir l'algorithme de calcul récursif suivant :

Initialisation de la récurrence

Pour $j = 1$, on peut mettre l'équation (A.1) sous la forme suivante

$$\begin{aligned}
& \mathbf{I} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc}q^{-nc} = \\
& \mathbf{E}_0^{(1)}\left[\mathbf{I} + (\mathbf{A}_1 - \mathbf{I})q^{-1} + ... + (\mathbf{A}_{na} - \mathbf{A}_{na-1})q^{-na} - \mathbf{A}_{na}q^{-na-1}\right] \\
+ \; & \mathbf{F}_0^{(1)}q^{-1} + \mathbf{F}_1^{(1)}q^{-2} + ... + \mathbf{F}_{nf}^{(1)}q^{-1-nf}
\end{aligned} \tag{A.7}$$

avec $nf^{(1)} = \max(na, nc-1)$. On en déduit les initialisations suivantes :

$$\begin{cases} \mathbf{E}_0^{(1)} = \mathbf{I} \\ \mathbf{F}_i^{(1)} = \mathbf{C}_{i+1} - (\mathbf{A}_{i+1} - \mathbf{A}_i) \quad 0 \leq i \leq nf^{(1)}. \end{cases} \tag{A.8}$$

Calcul récursif de $\mathbb{E}$ et $\mathbb{F}$

En réécrivant l'équation (A.6) de manière étendue, on obtient

$$\begin{aligned} & \mathbf{F}_0^{(j)} q^{-1} + \mathbf{F}_1^{(j)} q^{-2} + \mathbf{F}_{nf}^{(j)} q^{-nf^{(j)}-1} = \\ & \mathbf{F}_0^{(j-1)} + \mathbf{F}_1^{(j-1)} q^{-1} + ... + \mathbf{F}_{nf}^{(j-1)} q^{-nf} \\ - \; & \mathbf{E}_{j-1}^{(1)} \Big[\mathbf{I} + (\mathbf{A}_1 - \mathbf{I}) q^{-1} + ... + (\mathbf{A}_{na} - \mathbf{A}_{na-1}) q^{-na} - \mathbf{A}_{na} q^{-na-1} \Big] \end{aligned} \tag{A.9}$$

Pour $j \geq 2$, on a alors

$$\left\{ \begin{array}{lcl} \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} & = & \mathbf{F}_0^{(j-1)} \\ \mathbf{F}_i^{(j)} & = & \mathbf{F}_{i+1}^{(j-1)} - \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} (\mathbf{A}_{i+1} - \mathbf{A}_i) \quad 0 \leq i \leq nf^{(j)} \end{array} \right. \tag{A.10}$$

A.2 Résolution récursive de la deuxième équation diophantienne (3.17)

On considère l'équation diophantienne suivante d'inconnues $\mathbb{G}_j$ et $\mathbb{H}_j$.

$$\mathbb{E}_j \mathbb{B} = \mathbb{C} \mathbb{G}_j + q^{-j} \mathbb{H}_j. \tag{A.11}$$

où

$$\begin{array}{rcl} \mathbb{B} & = & \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 q^{-1} + ... + \mathbb{B}_{nb} q^{-nb} \\ \mathbb{E}_j & = & \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{E}_1^{(j)} q^{-1} + ... + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} q^{-j+1} \\ \mathbb{C} & = & \mathbf{I}_{n\times n} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc} q^{-nc} \\ \mathbb{G}_j & = & \mathbf{G}_0{}^{(j)} + \mathbf{G}_1{}^{(j)} q^{-1} + ... + \mathbf{G}_{j-1}{}^{(j)} q^{-j+1} \\ \mathbb{H}_j & = & \mathbf{H}_0{}^{(j)} + \mathbf{H}_1{}^{(j)} q^{-1} + ... + \mathbf{H}_{nh}{}^{(j)} q^{-nh} \end{array}$$

Les éléments des matrices $\mathbb{B}, \mathbb{E}_j, \mathbb{C}, \mathbb{G}_j$ et $\mathbb{H}_j$ sont des polynômes en q^{-1} qui ont pour degrés respectifs $nb, j-1, nc, j-1$ et nh. Les matrices $\mathbf{B}_i, \mathbf{C}_i, \mathbf{E}_i^{(j)}, \mathbf{G}_i^{(j)}, \mathbf{H}_i^{(j)}$ sont à coefficients réels. Les matrices de polynômes $\mathbb{G}_j$ et $\mathbb{H}_j$ sont l'unique solution de cette équation.

Etant donné que les ordres des deux membres de l'équation (A.11) doivent être identiques, on en déduit l'ordre nh du polynôme $\mathbb{H}_j$

$$nh = \max(nb, nc) - 1.$$

Pour l'horizon de prédiction $j-1$, l'équation (A.11) s'écrit

$$\mathbb{E}_{j-1}\mathbb{B} = \mathbb{C}\mathbb{G}_{j-1} + q^{-j+1}\mathbb{H}_{j-1}. \tag{A.12}$$

En soustrayant (A.12) de (A.11), on obtient

$$\mathbb{C}(\mathbb{G}_j - \mathbb{G}_{j-1}) - q^{-j+1}\left[\mathbb{H}_{j-1} - q^{-1}\mathbb{H}_j + q^{j-1}(\mathbb{E}_j - \mathbb{E}_{j-1})\mathbb{B}\right] = 0. \tag{A.13}$$

Or, d'après l'équation (A.5)

$$\mathbb{E}_j = \mathbb{E}_{j-1} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1}, \tag{A.14}$$

on peut donc simplifier l'équation (A.13)

$$\mathbb{C}(\mathbb{G}_j - \mathbb{G}_{j-1}) - q^{-j+1}\left[\mathbb{H}_{j-1} - q^{-1}\mathbb{H}_j + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}\mathbb{B}\right] = 0. \tag{A.15}$$

En réécrivant cette équation sous forme étendue, on obtient

$$\begin{aligned}
& (\mathbf{I} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc}q^{-nc}) \\
\times & \left[(\mathbf{G}_0^{(j)} - \mathbf{G}_0^{(j-1)}) + (\mathbf{G}_1^{(j)} - \mathbf{G}_1^{(j-1)})q^{-1} + ... + (\mathbf{G}_{j-2}^{(j)} - \mathbf{G}_{j-2}^{(j-1)})q^{-j+2} + \mathbf{G}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1}\right] \\
- & \ q^{-j+1}\Big[\mathbf{H}_0^{(j-1)} + (\mathbf{H}_1^{(j-1)} - \mathbf{H}_0^{(j)})q^{-1} + ... + (\mathbf{H}_{nh}^{(j-1)} - \mathbf{H}_{nh-1}^{(j)})q^{-nh} - \mathbf{H}_{nh}^{(j)}q^{-nh-1} \\
+ & \ \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}(\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{B}_{nb}q^{-nb})\Big] \\
= & \ 0.
\end{aligned}$$

On en déduit que

$$\mathbf{G}_k^{(j)} - \mathbf{G}_k^{(j-1)} = 0 \ \forall \ k = 0, ..., j-2.$$

Par conséquent, nous avons :

$$\mathbb{G}_j - \mathbb{G}_{j-1} = \mathbf{G}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1}.$$

Ainsi l'équation (A.13) devient

$$\mathbb{C}\mathbf{G}_{j-1}^{(j)}q^{-j+1} - q^{-j+1}[\mathbb{H}_{j-1} - q^{-1}\mathbb{H}_j + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}\mathbb{B}] = 0.$$

On en déduit alors l'équation récursive suivante

$$q^{-1}\mathbb{H}_j = \mathbb{H}_{j-1} - \mathbb{C}\mathbf{G}_{j-1}^{(j)} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}\mathbb{B}. \tag{A.16}$$

A partir de ces relations, nous pouvons définir l'algorithme de calcul récursif suivant :

Initialisation de la récurrence

Pour $j = 1$, l'équation (A.11) devient

$$\begin{aligned} & \mathbf{E}_0^{(1)}(\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{B}_{nb} q^{-nb}) = (\mathbf{I} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc} q^{-nc})\mathbf{G}_0^{(1)} \\ + \quad & (\mathbf{H}_0^{(1)} q^{-1} + \mathbf{H}_1^{(1)} q^{-2} + ... + \mathbf{H}_{nh}^{(1)} q^{-1-nh}). \end{aligned}$$

On en déduit que

$$\left\{ \begin{array}{lll} \mathbf{G}_0^{(1)} & = & \mathbf{E}_0^{(1)} \mathbf{B}_0 \\ \mathbf{H}_i^{(1)} & = & \mathbf{E}_0^{(1)} \mathbf{B}_{i+1} - \mathbf{C}_{i+1} \mathbf{G}_0^{(1)} \quad 0 \leq i \leq nh \end{array} \right.$$

Calcul récursif de $\mathbb{G}$ et $\mathbb{H}$

En réécrivant l'équation (A.16) de manière étendue on obtient

$$\begin{aligned} & \mathbf{H}_0^{(j)} q^{-1} + \mathbf{H}_1^{(j)} q^{-2} + ... + \mathbf{H}_{nh}^{(j)} q^{-nh-1} = \mathbf{H}_0^{(j-1)} + \mathbf{H}_1^{(j-1)} q^{-1} + ... + \mathbf{H}_{nh}^{(j-1)} q^{-nh} \\ - \quad & (\mathbf{I} + \mathbf{C}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{C}_{nc} q^{-nc})\mathbf{G}_{j-1}^{(j)} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)}(\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 q^{-1} + ... + \mathbf{B}_{nb} q^{-nb}). \end{aligned}$$

Pour $j \geq 2$, on a alors

$$\left\{ \begin{array}{lll} \mathbf{G}_{j-1}^{(j)} & = & \mathbf{H}_0^{(j-1)} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} \mathbf{B}_0 \\ \mathbf{H}_i^{(j)} & = & \mathbf{H}_{i+1}^{(j-1)} - \mathbf{C}_{i+1} \mathbf{G}_{j-1}^{(j)} + \mathbf{E}_{j-1}^{(j)} \mathbf{B}_{i+1} \quad 0 \leq i \leq nh. \end{array} \right.$$

Annexe B

Représentation d'état de la boucle fermée avec loi de commande à commutation

Représentation d'état du modèle découplé $\hat{P}(z^{-1}) = \frac{T_s z^{-4}}{1-z^{-1}}$

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{\hat{p}}[k+1] &= \mathbf{A}_{\hat{p}}\mathbf{x}_{\hat{p}}[k] + \mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{u}_{\hat{p}}[k] & \text{(B.1)} \\ \mathbf{y}_{\hat{p}}[k] &= \mathbf{C}_{\hat{p}}\mathbf{x}_{\hat{p}}[k] + \mathbf{D}_{\hat{p}}\mathbf{u}_{\hat{p}}[k] & \text{(B.2)} \end{aligned}$$

$$\mathbf{A}_{\hat{p}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \mathbf{B}_{\hat{p}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \mathbf{C}_{\hat{p}} = \begin{bmatrix} T_s & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \mathbf{D}_{\hat{p}} = \begin{bmatrix} 0 \end{bmatrix} \quad \text{(B.3)}$$

Représentation d'état du système découplé $P(z^{-1}) = (1+dk)\hat{P}(z^{-1})$

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{p}[k+1] &= \mathbf{A}_{p}\mathbf{x}_{p}[k] + \mathbf{B}_{p}\mathbf{u}_{p}[k] & \text{(B.4)} \\ \mathbf{y}_{p}[k] &= \mathbf{C}_{p}\mathbf{x}_{p}[k] + \mathbf{D}_{p}\mathbf{u}_{p}[k] & \text{(B.5)} \end{aligned}$$

$$\mathbf{A}_p = \mathbf{A}_{\hat{p}}, \mathbf{B}_p = \mathbf{B}_{\hat{p}}, \mathbf{D}_p = \mathbf{D}_{\hat{p}}, \mathbf{C}_p = \begin{bmatrix} (1+dk)T_s & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{(B.6)}$$

Représentation d'état du correcteur PRC : $C_r(z^{-1}) = \frac{Q(z,z^{-1})\hat{P}^{-1}(z^{-1})z^{-N}}{1-Q(z,z^{-1})z^{-N}}$

On rappelle que le filtre $Q(z, z^{-1})$ est un filtre à déphasage nul de la forme

$$Q(z, z^{-1}) = \frac{\sum_{i=0}^{L} a_i(z^i + z^{-i})}{\sum_{i=0}^{L} 2a_i}.$$

On définit alors le vecteur $Q = [a_L \dots 2a_0 \dots a_L]/(\sum_{i=0}^{L} 2a_i)$ de dimension $(1\times(2L+1))$, i.e. le vecteur des coefficients du filtre $Q(z, z^1)$.

$$
\begin{aligned}
\mathbf{x}_r[k+1] &= \mathbf{A}_r\mathbf{x}_r[k] + \mathbf{B}_r\mathbf{u}_r[k] \qquad (B.7)\\
\mathbf{y}_r[k] &= \mathbf{C}_r\mathbf{x}_r[k] + \mathbf{D}_r\mathbf{u}_r[k] \qquad (B.8)
\end{aligned}
$$

$$
\mathbf{A}_r = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & 1 \\ Q & \dots & \dots & 0 \end{bmatrix}_{((N+L)\times(N+L))}, \mathbf{B}_{rl} = \begin{bmatrix} 0 \\ \vdots \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}_{((N+L)\times 1)}, \qquad (B.9)
$$

$$
\begin{aligned}
\mathbf{C}_r &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -\frac{Q}{T_s} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}_{(1\times(N+L))} \\
&+ \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{Q}{T_s} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}_{(1\times(N+L))}
\end{aligned}, \mathbf{D}_r = \begin{bmatrix} 0 \end{bmatrix} \qquad (B.10)
$$

Représentation d'état de $C_{rl}(z^{-1}) = \hat{P}^{-1}(z^{-1})Q(z, z^{-1})z^{-N}$

$$
\begin{aligned}
\mathbf{x}_{rl}[k+1] &= \mathbf{A}_{rl}\mathbf{x}_{rl}[k] + \mathbf{B}_{rl}\mathbf{u}_{rl}[k] \qquad (B.11)\\
\mathbf{y}_{rl}[k] &= \mathbf{C}_{rl}\mathbf{x}_{rl}[k] + \mathbf{D}_{rl}\mathbf{u}_{rl}[k] \qquad (B.12)
\end{aligned}
$$

$$
\mathbf{A}_{rl} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & 1 \\ 0 & \dots & \dots & 0 \end{bmatrix}_{((N+L-3)\times(N+L-3))}, \mathbf{B}_{rl} = \begin{bmatrix} 0 \\ \vdots \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}_{((N+L-3)\times 1)}, \qquad (B.13)
$$

$$
\begin{aligned}
\mathbf{C}_{rl} &= \begin{bmatrix} -\frac{Q}{T_s} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}_{(1\times(N+L-3))} \\
&+ \begin{bmatrix} 0 & \frac{Q}{T_s} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}_{(1\times(N+L-3))}
\end{aligned}, \mathbf{D}_{rl} = \begin{bmatrix} 0 \end{bmatrix} \qquad (B.14)
$$

Représentation d'état de la boucle fermée pour le mode interrupteur ouvert

$$\begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k+1] \\ \mathbf{x}_r[k+1] \\ \mathbf{x}_{rl}[k+1] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k+1] \\ \mathbf{x}_c[k+1] \end{bmatrix} = \mathbf{A}_1 \begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k] \\ \mathbf{x}_r[k] \\ \mathbf{x}_{rl}[k] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k] \\ \mathbf{x}_c[k] \end{bmatrix} + \mathbf{B}_1 \begin{bmatrix} \mathbf{r}[k] \\ \mathbf{d}[k] \end{bmatrix} \tag{B.15}$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{y}[k] \\ \mathbf{e}[k] \end{bmatrix} = \mathbf{C}_1 \begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k] \\ \mathbf{x}_r[k] \\ \mathbf{x}_{rl}[k] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k] \\ \mathbf{x}_c[k] \end{bmatrix} + \mathbf{D}_1 \begin{bmatrix} \mathbf{r}[k] \\ \mathbf{d}[k] \end{bmatrix} \tag{B.16}$$

$$\mathbf{A}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_p - \mathbf{B}_p(\mathbf{D}_c + \mathbf{D}_r)\mathbf{C}_p & \mathbf{B}_p\mathbf{C}_r & \mathbf{0} & \mathbf{B}_p\mathbf{D}_r\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{B}_p\mathbf{D}_c \\ -\mathbf{B}_r\mathbf{C}_p & \mathbf{A}_r & \mathbf{0} & \mathbf{B}_r\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{0} \\ -\mathbf{B}_l\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & \mathbf{A}_l & \mathbf{B}_l\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{0} \\ -\mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{D}_c\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{A}_{\hat{p}} & \mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{C}_c \\ -\mathbf{B}_c\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{A}_c \end{bmatrix} \tag{B.17}$$

$$\mathbf{B}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{B}_p\mathbf{D}_c & -\mathbf{B}_p(\mathbf{D}_c + \mathbf{D}_r) \\ \mathbf{0} & -\mathbf{B}_r \\ \mathbf{0} & -\mathbf{B}_l \\ \mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{D}_c & -\mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{D}_c \\ \mathbf{B}_c & -\mathbf{B}_c \end{bmatrix} \tag{B.18}$$

$$\mathbf{C}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{C}_p & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\mathbf{C}_p & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \tag{B.19}$$

$$\mathbf{D}_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \tag{B.20}$$

Représentation d'état de la boucle fermée pour le mode interrupteur fermé

$$\begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k+1] \\ \mathbf{x}_r[k+1] \\ \mathbf{x}_{rl}[k+1] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k+1] \\ \mathbf{x}_c[k+1] \end{bmatrix} = \mathbf{A}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k] \\ \mathbf{x}_r[k] \\ \mathbf{x}_{rl}[k] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k] \\ \mathbf{x}_c[k] \end{bmatrix} + \mathbf{B}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{r}[k] \\ \mathbf{d}[k] \end{bmatrix} \tag{B.21}$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{y}[k] \\ \mathbf{e}[k] \end{bmatrix} = \mathbf{C}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{x}_p[k] \\ \mathbf{x}_r[k] \\ \mathbf{x}_{rl}[k] \\ \mathbf{x}_{\hat{p}}[k] \\ \mathbf{x}_c[k] \end{bmatrix} + \mathbf{D}_2 \begin{bmatrix} \mathbf{r}[k] \\ \mathbf{d}[k] \end{bmatrix} \tag{B.22}$$

$$\mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_p - \mathbf{B}_p(\mathbf{D}_c + \mathbf{D}_r - \mathbf{D}_l)\mathbf{C}_p & \mathbf{B}_p\mathbf{C}_r & -\mathbf{B}_p\mathbf{C}_l & \mathbf{B}_p(\mathbf{D}_r - \mathbf{D}_l)\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{B}_p\mathbf{D}_c \\ -\mathbf{B}_r\mathbf{C}_p & \mathbf{A}_r & \mathbf{0} & \mathbf{B}_r\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{0} \\ -\mathbf{B}_l\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & \mathbf{A}_l & \mathbf{B}_l\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{0} \\ -\mathbf{B}_{\hat{p}}(\mathbf{D}_c - \mathbf{D}_l)\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & -\mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{C}_l & \mathbf{A}_{\hat{p}} - \mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{D}_l\mathbf{C}_{\hat{p}} & \mathbf{B}_{\hat{p}}\mathbf{C}_c \\ -\mathbf{B}_c\mathbf{C}_p & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{A}_c \end{bmatrix} \tag{B.23}$$

$$\mathbf{B}_2 = \mathbf{B}_1, \mathbf{C}_2 = \mathbf{C}_1, \mathbf{D}_2 = \mathbf{D}_1 \tag{B.24}$$

Bibliographie

[AABT09] M. Al-Akash, E. Boylea, and W. A. Tannera. N.o.t.e.s. : The progression of a novel and emerging technique. Surgical Oncology, 18(2) :95–103, 2009.

[ABRP07] D.J. Abbott, C. Becke, R.I. Rothstein, and W.J. Peine. Design of an endoluminal notes robotic system. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, CA, USA, 2007.

[AK00] V. K. Asari and S. Kumar. A fully autonomous microrobotic endoscopy. Journal of Intelligent and Robotic Systems, 28 :325–341, 2000.

[AKR03] W.T. Ang, P.K. Khosla, and C.N. Riviere. Design of all-accelerometer inertial measurement unit for tremor sensing in hand-held microsurgical instrument. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan, pages 1781–1786, 2003.

[ARA] Site web du projet ARAKNES (Array of Robots Augmenting the KiNematics of Endoluminal Surgery). `http://www.araknes.org/`.

[ARE] Site web du projet ARES (Assembling Reconfigurable Endoluminal Surgical system). `http://www.ares-nest.org/`.

[BC06] O. Bebek and M.C. Cavusoglu. Predictive control algorithms using biological signals for active relative motion canceling in robotic assisted heart surgery. Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, pages 237–244, May 2006.

[Bel07] A. Belson. Endoscopie flexible assistée par ordinateur dans la coloscopie et la chirurgie endoscopique transluminale par orifice naturel (notes). Acta Endoscopica, 37(5) :244–249, 2007.

[BLRG08] W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud, and J. Gangloff. Active cardiac stabilization using H_∞ methodology. IFAC World Congress, 2008.

[BM04] S. Benhimane and E. Malis. Real-time image-based tracking of planes using efficient second-order minimization. IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, pages 943–948, September 2004.

[Bod01] M. Bodson. Performance of an adaptive algorithm for sinusoidal disturbance rejection in high noise. Automatica, 37(7) :1133–1140, 2001.

[Bou] J.Y. Bouguet. Camera calibration toolbox for matlab. `http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html`.

[BRL+07] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff, and A. Forgione. Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first in vivo experiments using a new robotized device. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) Brisbane, Australia, pages 78–85, 2007.

[BSK94] M. Bodson, A. Sacks, and P. Khosla. Harmonic generation in adaptive feedforward cancellation schemes. IEEE Transactions on Automatic Control, 39(9) :1939–1944, 1994.

[Buc02] R. Buckingham. Snake arm robots. Industrial Robot : An International Journal, 29(3) :242–245, 2002.

[CAL96] A. Casals, J. Amat, and E. Laporte. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 895–900, 1996.

[CAPL95] A. Casals, J. Amat, D. Prats, and E. Laporte. Vision guided robotic system for laparoscopic surgery. Proceedings of the IFAC International Congress on Advanced Robotics, Barcelone, 1995.

[CBLC02] M. Clifford, F. Banovac, E. Levy, and K. Cleary. Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions. Computer Aided surgery, 7 :291–299, 2002.

[Cha90] F. Chaumette. La relation vision-commande : théorie et application à des tâches robotiques. PhD thesis, Thèse de l'Université de Rennes 1, IRISA, Juillet 1990.

[CMPC06] A. I. Comport, E. Marchand, M. Pressigout, and F. Chaumette. Real-time markerless tracking for augmented reality : the virtual visual servoing framework. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 12(4) :615–628, 2006.

[CMT87a] D.W. Clarke, C. Mothadi, and P.S. Tuffs. Generalized predictive control : Part i. the basic algorithm. Automatica, 23(2) :137–148, 1987.

[CMT87b] D.W. Clarke, C. Mothadi, and P.S. Tuffs. Generalized predictive control : Part ii. extensions and interpretations. Automatica, 23(2) :149–160, 1987.

[CPR+02] G. Chen, M. T. Pham, T. Redarce, C. Prelle, and F. Lamarque. Design and control of an actuator for colonoscopy. Int. Workshop on Research and Education in Mechatronics, Annecy, France, 2 :1379–1384, 2002.

[CPR09] G. Chen, M. T. Pham, and T. Redarce. Sensor-based guidance control of a continuum robot for a semi-autonomous colonoscopy. Robotics and Autonomous Systems, 57 :712–722, 2009.

[CR80] C.R. Cutler and B.C. Ramaker. Dynamic matrix control - a computer control algorithm. Automatic Control Conference, San Francisco, 1980.

[CRM00] D. Comaniciu, V. Ramesh, and P. Meer. Real-time tracking of non-rigid objects using mean shift. Proc. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 142–151, 2000.

[CZBGM07] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot, and G. G. Morel. Physiological motion compensation in robotized surgery using force feedback control. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Rome, Italie, pages 1881–1886, 2007.

[DD95] D. F. Dementhon and L. S. Davis. Model-based object pose in 25 lines of code. International Journal of Computer Vision, 15 :123–141, 1995.

[DKVC91] R.M.C. De Keyser and A.R. Van Cuawenberghe. Extended prediction self-adaptive control. IFAC Symp. On Identification and System Parameter Estimation, York, UK, pages 1317–1322, 1991.

[EC99] Camacho E.F. and Bordons C. Model predictive control. Springer-Verlag, London, 1999.

[EK90] R.J. Elbe and W.C. Koller. Tremor. The Johns Hopkins University Press, Baltimore, USA, 1990.

[FGK+94] T. Fukuda, S. Guo, K. Kosuge, F. Arai, M. Negoro, and K. Nakabayashi. Micro active catheter system with multi degrees of freedom. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2290–2295, 1994.

[FL88] O. Faugeras and F. Lustman. Motion and structure from motion in a piecewise planar environment. Int. J. Pattern Recognit. Artif. Intell., 2(3) :485–508, 1988.

[FLP04] O. Faugeras, Q.T. Luong, and T. Papadopoulo. The Geometry of Multiple Images : The Laws That Govern the Formation of Multiple Images of a Scene and Some of Their Applications. MIT Press, 2004.

[Fu99] L.K.T Fu. The origins of surgery : From prehistory to renaissance. Surgical Practice, 3(4) :127–136, 1999.

[FUJ] Fujinon inc. `http://www.fujinonendoscopy.com`.

[FW75] B. A. Francis and W. M. Wohnam. The internal model principle for linear multivariable regulators. Appl. Math and Opt., 2 :170–194, 1975.

[FWI+08] E.D. Flora, T.G. Wilson, Martin I.J., N.A. O'Rourke, and G.J. Maddern. A review of natural orifice translumenal endoscopic surgery (notes) for intra-abdominal surgery : experimental models, techniques, and applicability to the clinical setting. Annals of Surgery, 247(4) :583–602, 2008.

[GBB+03] P.F Gründeman, R. Budde, H.M. Beck, W.J. van Boven, and C. Borst. Endoscopic exposure and stabilization of posterior and inferior branches using the endostarfish cardiac positioner and the endooctopus stabilizer for closed chest beating heart multivessel cabg : Hemodynamic changes in the pig. Circulation, 108(10) :34–38, 2003.

[GGdM+05] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Sanchez, and J. Marescaux. Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. IEEE Transactions on Robotics, 21 :67–79, 2005.

[Gin03] R. Ginhoux. Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive. PhD thesis, Université Louis Pasteur, Strasbourg I, 2003.

[GNRC09] M. Galvao Neto, A. Ramos, and J. Campos. Single port laparoscopic access surgery. Techniques in Gastrointestinal Endoscopy, 11(2) :84–93, 2009.

[GRVK05] L. Grman, D. Rosinova, V. Vesely, and A. Kozakova. Robust stability conditions for polytopic systems. International Journal of Systems Science, 36(15) :961–973, 2005.

[Gue99] J. Guerre. Histoire de l'endoscopie digestive. Médecine / Sciences, 15 :1135–1139, 1999.

[HDL+93] I. W. Hunter, T. D. Doukoglou, S. R. Lafontaine, P. G. Charette, L. A. Jones, M. A. Sagar, G. D. Mallinson, and P. J. Hunter. A teleoperated microsurgical robot and associated virtual environment for eye surgery. Presence, 2 :265–280, 1993.

[HSS+06] A. Hattori, N. Suzuki, S. Suzuki, M. Hayashibe, Y. Otake, and S. Kobayashi. General development plan of surgical robotic systems. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, pages 201–203, 2006.

[HW01] M.W. Hannan and I.D. Walker. Analysis and experiments with an elephant's trunk robot. Advanced Robotics, 15(8) :847–858, 2001.

[IIN81] T. Inoue, S. Iwai, and M. Nakano. High accuracy control of a proton synchrotron magnet power supply. Proc. 8th IFAC World Congress, 3 :3137–3142, 1981.

[INI81] T. Inoue, M. Nakano, and S. Iwai. High accuracy control of servomechanism for repeated contouring. 10th Annual Symp. on Incremental Motion Control Systems and Devices, pages 285–292, 1981.

[Ino90] T. Inoue. Practical repetitive control system design. Proc. 29th Conf. Decision and Control, pages 1673–1678, 1990.

[IRC] IRCAD (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif). `http://www.ircad.fr/`.

[JW06] B.A. Jones and I.D. Walker. Kinematics for multisection continuum robots. IEEE Transactions on Robotics, 22(1) :43–55, 2006.

[KAC+08] S.V. Kantsevoy, D. Adler, B. Chand, J.D. Conway, D.L. Diehl, R.S. Kwon, P. Mamula, S.A. Rodriguez, R.J. Shah, L.M. Wong Kee Song, and W.M. Tierney. Natural orifice translumenal endoscopic surgery : Report on emerging technology. Gastrointestinal Endoscopy, 68(4) :617–620, 2008.

[KCT+06] M. Kapischke, A. Caliebe, J. Tepel, T. Schulz, and J. Hedderich. Open versus laparoscopic appendicectomy : A critical review. Surgical endoscopy, 20(7) :1060–1068, 2006.

[KGD+03] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, and J. Marescaux. Autonomous 3-d positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 19(5) :842–853, 2003.

[KGN08] R. Kiesslich, P. R. Galle, and M. F. Neurath. Atlas of Endomicroscopy. Springer, 2008.

[KKS+00] A.N. Kalloo, S.V. Kantsevoy, V.K. Singh, C.A. Magee, C.A. Vaughn, and S.L. Hill. Abstract : Flexible transgastric peritoneoscopy : a novel approach to diagnostic and therapeutic interventions in the peritoneal cavity. Gastroenterology, 118(4) :A1039, 2000.

[KLS+05] T. Kobayashi, S. Lemoine, A. Sugawara, T. Tsuchida, T. Gotoda, I. Oda, H. Ueda, and T. Kakizoe. A flexible endoscopic surgical system : First report on a conceptual design of the system validated by experiments. Japanese Journal of Clinical Oncology, 35(11) :667–671, 2005.

[KSJ+04] A. Kalloo, V. Singh, S. Jagannath, H. Niiyama, S. Hill, C. Vaughn, C. Magee, and S. Kantsevoy. Flexible transgastric peritoneoscopy : a novel approach to diagnostic and therapeutic interventions in the peritoneal cavity. Gastrointestinal Endoscopy, 60(1) :114–117, 2004.

[Lev96] W. S. Levine. The control handbook. CRC Press, 1996.

[Lib03] D. Liberzon. Switching in systems and control. Springer, 2003.

[LRWW98] J.C. Lagarias, J. A. Reeds, M. H. Wright, and P. E. Wright. Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimensions. SIAM Journal of Optimization, 9(1) :112–147, 1998.

[LTT+06] S.C. Low, S.W. Tang, Z.M. Thant, K.Y. Ho, S.C. Chung, and L. Phee. Master-slave robotic system for therapeutic gastrointestial endoscopic procedure. IEEE EMBS Annual International Conference, pages 3850–3853, 2006.

[LWD+08] A.C. Lehman, N.A. Wood, J. Dumpert, D. Oleynikov, and S.M. Farritor. Dexterous miniature in vivo robot for notes. IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2008, pages 244–249, Oct. 2008.

[M.94] Morari M. Advances in model-based predictive control. chapitre Model Predictive Control : Multivariable Control Technique of Choice in the 1990's, Oxford University Press, 1994.

[MAP+01] A. Menciassi, A. Arena, L. Phee, D. Acoto, C. Stefanini, G. Pernorio, S. Gorini, M. Boccadoro, M.C. Carrozza, and P. Dario. Locomotion issues and mechanisms for microrobots in the gastrointestinal tract. 32nd International Symposium on Robotics, pages 428–432, 2001.

[MCT07] S. Mishra, J. Coaplen, and M. Tomizuka. Precision positioning of wafer scanners segmented iterative learning control for nonrepetitive disturbances. IEEE Control Systems Magazine, 27(4) :20–27, 2007.

[MDP+07] J. Marescaux, B. Dallemagne, S. Perretta, A. Wattiez, D. Mutter, and D. Coumaros. Surgery without scars : Report of transluminal cholecystectomy in a human being. Archives of Surgery, 142(9) :823–826, 2007.

[MJC+06] W. McMahan, B.A. Jones, V. Chitrakaran, M. Csencsits, M. Grissom, M. Pritts, C.D. Rahn, and I.D. Walker. Analysis and experiments with an elephant's trunk robot. Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Florida, pages 2336–2341, May 2006.

[MLS94] M.M. Murray, Z. Li, and S.S. Sastry. A mathematical introduction to robotic manipulation. CRC Press, 1994.

[Mou91] P. Mouret. From the first laparoscopic cholecystectomy to the frontiers of laparoscopic surgery. Digestive Surgery, 8 :124–125, 1991.

[MPL+02] A. Menciassi, J. H. Park, S. Lee, S. Gorini, P. Dario, and J.O. Park. Robotic solutions and mechanisms for a semi-autonomous endoscope. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2 :1379–1384, 2002.

[MvdMS06] R. Merry, R. van de Molengraft, and M. Steinbuch. Removing non-repetitive disturbances in iterative learning control by wavelet filtering. American Control Conference, 2006.

[MVHD08] A. Menciassi, P. Valdastri, K. Harada, and P. Dario. N.o.t.e.s. : The progression of a novel and emerging technique. IEEE / RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob08), Scottsdale, AZ, USA, pages 238–243, 2008.

[NAN07] Z. Nagy, J. J. Abbott, and B. J. Nelson. The magnetic self-aligning hermaphroditic connector : A scalable approach for modular microrobots. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, 2007.

[NH86] M. Nakano and S. Hara. Microprocessor based repetitive control. In Microprocessor based control systems, pages 279–296, 1986.

[NJ09] P.N. Nesargikara and S.S. Jaunoob. Natural orifice translumenal endoscopic surgery (n.o.t.e.s). International Journal of Surgery, 7(3) :232–236, 2009.

[NKC01] G. Nunes, S. Kincal, and O.D. Crisalle. Stability analysis of multivariable predictive control - a polynomial approach. American Control Conference, 3 :2424–2429, 2001.

[NKK01] Y. Nakamura, K. Kishi, and H. Kawakami. Heartbeat synchronisation for robotic cardiac surgery. Proc. of IEEE International Conference on Robotic and Automation, ICRA'01, 2 :2014–2019, 2001.

[OLY] Olympus medical systems. `http://www.olympus-europa.com/endoscopy/`.

[PBDP+06] S. Paterson-Brown, J.M. Dixon, R. Phillips, T.W.J. Lennard, O.J. Garden, S.M. Griffin, S.A. Raines, J.L.R., J.D. Beard, and P.A. Gaines. A Companion to Specialist Surgical Practice. Elsevier Health Sciences, 2006.

[PEN] Pentax medical company. `http://www.pentaxmedical.com`.

[PL04] B. Panomruttanarug and R. W. Longman. Repetitive controller design using optimization in the frequency domain. AIAA/AAS Astrodynamics Specialist Conference and Exhibit, Providence, RI, USA, August 2004.

[PZR05] N. Patronik, M. A. Zenati, and C. Riviere. Preliminary evaluation of a mobile robotic device for navigation and intervention on the beating heart. Computer Aided Surgery, 10(4) :225–232, 2005.

[RC91] B.D. Robinson and D.W. Clarke. Robustness effects of a prefilter in generalised predictive control. Control Theory and Applications, IEEE Proceedings, 138(1) :2–8, Jan 1991.

[RD99] G. Robinson and J.B.C. Davies. Continuum robots - a state of the art. Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on, 4 :2849–2854 vol.4, 1999.

[RGW90] Bitmead R.R., M. Gevers, and V. Wertz. Adaptive optimal control - the thinking man's gpc. Prentice Hall, London, UK, 1990.

[Riv95] C. N. Riviere. Adaptive suppression of tremor for improved humanmachine control. PhD thesis, Johns Hopkins Univ, Baltimore, MD, USA, 1995.

[RK06] D. Rattner and A. Kalloo. Asge/sages working group on natural orifice translumenal endoscopic surgery. Gastrointestinal Endoscopy, 63(2), 2006.

[RKM96] G.W. Roach, M. Kanchuger, and C. Mangano. Adverse cerebral outcomes after coronary bypass surgery. New England Journal of Medicine, 335 :1857–1863, 1996.

[RPL08] R. Richa, P. Poignet, and Chao Liu. Deformable motion tracking of the heart surface. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 3997–4003, Sept. 2008.

[RR06] G.V. Rao and D.N. Reddy. Transgastric appendicectomy in humans. Presented at : World Congress of Gastroenterology, Montreal, Canada, 2006.

[RRTP76] J. Richalet, A. Rault, J.L. Testud, and J. Papon. Algorithmic control of industrial processes. 4^{th} IFAC Symposium on Identification and System Parameter Estimation. Tbilisi URSS, 1976.

[RRTP78] J. Richalet, A. Rault, J.L. Testud, and J. Papon. Model predictive heuristic control : Application to industrial processes. Automatica, 14(2) :413–428, 1978.

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

[SBB+95] P.S. Schenker, E.C. Barlow, C.D. Boswell, H. Das, S. Lee, T.R. Ohm, E.D. Paljug, and G. Rodriguez. Development of a telemanipulator for dexterity enhanced microsurgery. Proc. 2nd Intl. Symp. Medical. Robotics and Comp. Assisted Surgery, pages 81–88, 1995.

[SBG95] A. B. Slatkin, J. W. Burdick, and W. S. Grundfest. The development of a robotic endoscope. Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems, Pittsburgh, SA, 1995.

[SGB+00] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M.J. Murphy, and J.R. Adler. Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. Computer Aided Surgery, 5(4) :263–277, 2000.

[SGD+07] L. Simona, P. Girauda, J.-L. Dumasb, D. Marrec, S. Dupontd, N. Varmenote, C. Ginestetf, J. Carong, V. Marchesih, I. Ferreirai, F. Lorchelb, R. Garciaj, and J.-C. Rosenwald. Bonnes pratiques pour la radiothérapie asservie à la respiration. Cancer/Radiothérapie, 11(4) :214–224, June 2007.

[SGR+07] K. Sumiyama, C. J. Gostout, E. Rajan, T. A. Bakken, M. A. Knipschield, S. Chung, P. B. Cotton, R. H. Hawes, A. N. Kalloo, S. V. Kantsevoy, and P. J. Pasricha. Transgastric cholecystectomy : transgastric accessibility to the gallbladder improved with the semf method and a novel multibending therapeutic endoscope. Gastrointestinal Endoscopy, 65(7) :1028–1034, 2007.

[Sim05] N. Simaan. Snake-like units using flexible backbones and actuation redundancy for enhanced miniaturization. Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, pages 3012–3017, April 2005.

[SKP+05] L.L. Swanstrom, R. Kozarek, P.J. Pasricha, S. Gross, D. Birkett, P.O. Park, V. Saadat, R. Ewers, and P. Swain. Development of a new access device for transgastric surgery. Journal of Gastrointestinal Surgery, 9(8) :1129–1137, 2005.

[SS00] L. Sciavicco and B. Siciliano. Modelling and control of robot manipulators. Springer, 2000.

[STO] Karl storz gmbh. `http://www.karlstorz.com`.

[SWA+98] D. Stoianovici, L. L. Whitcomb, J. H. Anderson, R. H. Taylor, and L. R. Kavoussi. A modular surgical robotic system for image guided percutaneous procedures. Lecture Notes In Computer - International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 1496 :404–410, 1998.

[SZS09] G.O. Spaun, B. Zheng, and L.L. Swanström. A multitasking platform for natural orifice translumenal endoscopic surgery (notes) : a benchtop comparison of a new device for flexible endoscopic surgery and a standard dual-channel endoscope. Surgical Endoscopy - Article in Press, 2009.

[Sö92] R. Söeterboek. Predictive control. a unified approach. Prentice-Hall, London, UK, 1992.

[TFE+95] R.H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi, and J. Anderson. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 14(3) :279–288, 1995.

[TJW+95] R. Taylor, P. Jensen, L. Whitcomb, A. Barnes, R. Kumar, D. Stoianovici, P. Gupta, Z. Wang, E. de Juan, and L. Kavoussi. A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'99, Springer, Berlin, pages 1031–1041, 1995.

[TK93] G. Tao and P. V. Kokotovic. Adaptive control of systems with backlash. Automatica, 29(2) :323–335, 1993.

[TRRS09] C.C. Thompson, M. Ryou, N.J. Soper E.S. Hungess R.I. Rothstein, and L.L. Swanstrom. Evaluation of a manually driven, multitasking platform for complex endoluminal and natural orifice transluminal endoscopic surgery applications. Gastrointestinal Endoscopy - Article in Press, 2009.

[TTC89] M. Tomizuka, T.C. Tsao, and K. Chew. Analysis and synthesis of discrete-time repetitive controllers. American Society of Mechanical Engineers Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 111 :353–358, 1989.

[Vil05] Francisco Vilardell. Digestive endoscopy in the second millenium : from the Lichtleiter to echoendoscopy. Thieme, 2005.

[Vor06] S. Voros. Vers la commande en boucle fermée d'un robot porte-optique : apport de l'analyse contextuelle d'images endoscopiques. PhD thesis, Université Paris VI, 2006.

[VTD08] S. Varadarajulu, A. Tamhane, and E.R. Drelichman. Patient perception of natural orifice transluminal endoscopic surgery as a technique for cholecystectomy. Gastrointestinal Endoscopy, 67(6) :854–860, 2008.

[WDC03] J.D. Waye, Rex D.K, and Williams C.B. Colonoscopy : principles and practice. Wiley-Blackwell, 2003.

[XdMK02] Y.-L. Xu, M. de Mathelin, and D. Knittel. Adaptive rejection of quasi-periodic tension disturbances in the unwinding of a non-circular roll. American Control Conference, Anchorage, Alaska, 2002.

[Yds84] B.E. Ydstie. Extended horizon adaptive control. Proc. 9^{th} IFAC World Congress, Budapest, Hungary, 1984.

[ZH95] Z. Zhang and A. R. Hanson. Scaled euclidean 3d reconstruction based on externally uncalibrated cameras. IEEE Symp. Computer Vision, 1995.

[Zha99] Z. Zhang. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. International Conference on Computer Vision, 26(7) :666–673, 1999.

[ZMOB07] N. Zemiti, G. Morel, T. Ortmaier, and N. Bonnet. Mechatronic design of a new robot for force control in minimally invasive surgery. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 12(2) :143–153, 2007.