

Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive

Romuald Ginhoux

▶ **To cite this version:**

Romuald Ginhoux. Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive. Automatique / Robotique. Université Louis Pasteur - Strasbourg I, 2003. Français. NNT : . tel-00004633

HAL Id: tel-00004633

https://theses.hal.science/tel-00004633

Submitted on 20 Feb 2004

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

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



Thèse présentée pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université Louis Pasteur
Strasbourg I

Discipline : Électronique, Électrotechnique, Automatique
Spécialité : Robotique médicale

par Romuald Ginhoux

Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive

Soutenue publiquement le 18 décembre 2003

Membres du jury

Directeur de Thèse :	Michel de Mathelin, Professeur, École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg
Rapporteur Interne :	Mohamed Boutayeb, Professeur, Université Louis Pasteur, Strasbourg
Rapporteur Externe :	Étienne Dombre, Directeur de Recherche, Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Micro-Mécanique (LIRMM CNRS), Montpellier
Rapporteur Externe :	Mohamed M'Saad, Professeur, École Nationale Supérieure d'Ingénieurs de Caen
Examinateur :	Jacques Gangloff, Maître de Conférences, Université Louis Pasteur, Strasbourg
Examinateur :	Luc Soler, Docteur en informatique, Professeur associé au CHU de Strasbourg, Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif (IRCAD)

à Lisa
L.F.

REMERCIEMENTS

Je voudrais saluer et remercier ici les personnes qui ont contribué, toutes dans des manières très différentes, au déroulement original de mes trois années de thèse.

Mes premiers remerciements vont à Michel, mon directeur de thèse, parce qu'il avait su me convaincre de démarrer ce travail, à la fin de mon DEA, plutôt que de partir au service militaire. J'ai pu voyager énormément tout au long de ma thèse, à l'occasion de conférences nationales et internationales, et je lui en suis très reconnaissant. Il a su me motiver et m'accompagner dans ce projet passionnant. Il y a beaucoup à apprendre à son contact, car il a un très grand recul sur la théorie de l'automatique et du traitement du signal.

Grand merci à Jacques, pour son support sans faille, sa constante motivation et son encadrement tout au long de mon travail. Il a pu mettre en place, au cours notamment de ces trois dernières années, une incroyable plate-forme matérielle et logicielle pour la robotique et la vision artificielle, sans laquelle les expérimentations présentées dans ce mémoire n'auraient sans doute pas été possibles.

Salutations à Bernard pour sa bonne humeur. Merci à Luc Soler et aux Fellows de l'IRCAD pour tout ce que l'on a appris à leurs côtés.

Merci à Yann, Isabelle, Edwin, Marie, Vincent & Vincent, Gabrielle, Lisa, Renaud, Emeline, Eng, Rachel, Anne-Rachel, Julie, Luc, ... et à tous les danseurs et danseuses du SIUAPS de Strasbourg pour leur sympathique amitié ! Sans vous cette thèse n'aurait pas été aussi passionnante.

Merci à Alain, Benjamin, Virginie pour leur gentillesse. Merci à Florent, Philippe et Benjamin de m'avoir épaulé dans les derniers moments de préparation des JJCR'15 (15èmes Journées nationales des Jeunes Chercheurs en Robotique) que nous avions organisées au laboratoire, avec succès, au début de l'année 2002.

Merci à Edouard pour les entraînements de course à pied ; merci à Raphaël parce qu'il court toujours trop vite.

Merci enfin, à Roland, Carine, Chantal, Christophe, André et aux secouristes de la Croix-Rouge pour tous les postes de secours passés ensemble. Salutations à Lucie, Jean-Marie et à l'ensemble de l'équipe du Samu Social de la Croix-Rouge, à Strasbourg, pour les moments bizarres vécus dans le froid des hivers alsaciens. Merci et salutations aux secouristes de Paris I.

RÉSUMÉ

Il existe aujourd'hui de nombreux systèmes robotiques commerciaux pour l'assistance au geste chirurgical. Les interventions d'orthopédie, de neurologie, de chirurgie laparoscopique ou cardiaque peuvent désormais être assistées par des systèmes mécaniques et informatiques. Depuis les premiers robots d'aide au geste chirurgical dérivés des robots industriels, aux robots actuels, l'objectif est de développer des systèmes d'aide aux gestes médicaux et chirurgicaux qui apportent des bénéfices importants au chirurgien et au patient.

Dans ce contexte, ce travail de thèse s'intéresse plus particulièrement à l'aide au geste chirurgical en chirurgie mini-invasive robotisée. La problématique abordée est de permettre à un robot chirurgical de compenser mécaniquement les mouvements physiologiques de l'organe ou du tissu opéré, afin de proposer au chirurgien une zone de travail virtuellement immobile. En effet, ces mouvements sont des perturbations pour le chirurgien qui télé-manipule un robot, car il doit les compenser lui-même à chaque fois qu'une tâche précise est requise à la surface d'un organe ou d'un tissu, en les accompagnant *manuellement* quand c'est possible. Ceci limite aujourd'hui le développement, entre autres, des opérations à cœur battant. L'objectif est de proposer un système de commande qui permette au robot de se déplacer de façon synchronisée avec l'organe et d'accompagner ainsi son mouvement. Ce travail se restreint aux mouvements physiologiques dus à la respiration et aux battements du cœur. Ceux-ci sont périodiques avec une période qui ne varie pas pendant l'intervention.

Le principe utilisé pour commander le déplacement du robot est celui de l'asservissement visuel direct rapide, où les images d'une caméra d'observation endoscopique sont traitées en temps réel, avec une cadence d'asservissement jusqu'à 500 images par seconde. Le robot est commandé à l'aide de lois de commande prédictives dans lesquelles des modèles internes simples du robot et des mouvements à filtrer sont inclus.

Les développements présentés dans cette thèse sont illustrés par deux ensembles de résultats, pour la compensation des mouvements respiratoires du foie d'une part, et le suivi du cœur battant d'autre part. Des dispositifs expérimentaux ont été mis en place autour d'un robot médical Aesop (Computer Motion, USA) et un prototype de robot chirurgical de la société Sinters de Toulouse. Des expériences de laboratoire et des tests *in vivo* en conditions chirurgicales réelles ont été réalisés.

NOTATIONS

z	variable de la transformée en z
z^{-1}	opérateur de retard d'un pas d'échantillonnage
T_e	période d'échantillonnage, en secondes
T	période d'un signal périodique, comptée en nombre de périodes d'échantillonnage
$\delta(z^{-1})$ ou δ	opérateur de différentiation discrète, $\delta(z^{-1}) = 1 - z^{-1}$
$\Delta_R(z^{-1})$ ou Δ_R	opérateur répétitif, $\Delta_R = 1 - \alpha z^{-T}$
$\mathbf{M}(z^{-1})$ ou $\mathbf{M}$	matrice polynomiale
M	matrice à coeffi cients réels
M^T	transposée de M
$(M)_{ij}$	élément (i, j) de la matrice M
$I_{n\times n}$	matrice identité n par n
I	matrice identité de taille appropriée
$0_{p\times q}$	matrice de taille p par q remplie de zéros
0	vecteur ou matrice nulle de taille appropriée
$x(k)$	vecteur du signal échantillonné x à l'instant k
$\delta x(k)$	incrément du signal x, $\delta x(k) = x(k) - x(k-1)$
$\mathbf{v}$	vecteur réel
$\hat{\theta}$	valeur estimée de la variable ou du paramètre θ

TABLE DES MATIÈRES

Introduction 1

1. Robotique chirurgicale 7
- 1.1 Chirurgie à invasion minimale 7
- 1.2 Robots d'assistance au geste chirurgical 12
  - 1.2.1 Contraintes pour les robots de chirurgie 12
  - 1.2.2 Systèmes de robotique chirurgicale autonomes 14
  - 1.2.3 Systèmes de robotique chirurgicale synergiques 16
  - 1.2.4 Systèmes de robotique chirurgicale télé-opérés 18
  - 1.2.5 Systèmes robotiques de positionnement d'endoscope . . . 26
- 1.3 Systèmes de commande par asservissement visuel 28
  - 1.3.1 Systèmes de déplacement automatique de l'endoscope . . 28
  - 1.3.2 Systèmes de déplacement automatique de l'instrument chirurgical 30
- 1.4 Conclusion 31

2. Mouvements et déformations physiologiques en chirurgie mini-invasive 33
- 2.1 Compensation de la respiration 34
- 2.2 Suivi du mouvement cardiaque 35
- 2.3 Méthodes de mesure des mouvements et déformations physiologiques 37
  - 2.3.1 Méthodes par recalage entre repères 3D de référence . . . 37
  - 2.3.2 Méthodes de suivi en temps réel 39
- 2.4 Dispositifs expérimentaux de mesure utilisés dans ce travail 41
- 2.5 Conclusion 48

3. Commande prédictive 49
- 3.1 Introduction à la commande prédictive 50
- 3.2 Aperçu historique 51
- 3.3 Stratégie de la commande prédictive 53
  - 3.3.1 Principe général 54
  - 3.3.2 Modélisation du système 54
- 3.4 Commande prédictive généralisée (GPC) 56

3.4.1 Mise en équation du système . . . 57
3.4.2 Fonction de coût . . . 58
3.4.3 Calcul des prédictions de la grandeur de sortie . . . 59
3.4.4 Calcul de la solution optimale . . . 61
3.4.5 Implémentation du correcteur GPC . . . 62
3.5 Simulation d'un correcteur GPC . . . 63
3.6 Rejet de perturbations périodiques par un correcteur GPC classique 66
3.7 Conclusion . . . 69

4. Compensation du mouvement respiratoire en chirurgie laparoscopique . . . 71
4.1 Rejet de perturbations périodiques . . . 72
4.2 Écriture d'un modèle de bruit répétitif dans le GPC . . . 73
4.2.1 Mise en équation du système . . . 74
4.2.2 Rôle du modèle de bruit . . . 74
4.2.3 Calcul de la matrice de gain . . . 75
4.2.4 Simulation d'un correcteur GPC avec modèle répétitif . . . 76
4.3 Séparation de la commande dans un correcteur GPC avec modèle répétitif . . . 76
4.3.1 Schéma équivalent du correcteur R-GPC . . . 80
4.3.2 Fonction de coût . . . 81
4.3.3 Calcul des prédictions des grandeurs de sortie . . . 82
4.4 Comportement du correcteur R-GPC en simulation . . . 86
4.5 Conclusion . . . 87

5. Suivi du cœur battant par un robot médical . . . 93
5.1 Commande adaptative . . . 94
5.1.1 Algorithme d'identifi cation adaptative d'harmoniques . . . 95
5.1.2 Exemple de la séparation de deux sinusoïdes . . . 97
5.1.3 Interprétation fréquentielle . . . 98
5.2 Observateur adaptatif de perturbation . . . 101
5.2.1 Analyse d'un signal cardiaque . . . 103
5.3 Correction adaptative de la consigne d'un correcteur GPC . . . 105
5.4 Limites de la méthode . . . 108
5.5 Observateur de perturbation en asservissement visuel . . . 109
5.6 Comportement du système de suivi en simulation . . . 111
5.7 Conclusion . . . 115

6. Manipulations et résultats expérimentaux . . . 117
6.1 Compensation du mouvement respiratoire . . . 118
6.1.1 Présentation du robot médical Aesop . . . 118
6.1.2 Modélisation géométrique et cinématique du robot Aesop 120
6.1.3 Schéma de commande par asservissement visuel . . . 121

6.1.4 Compensation de la respiration simulée en laboratoire . . 122
6.1.5 Compensation de la respiration en conditions opératoires . 128
6.2 Suivi du cœur battant 135
6.2.1 Présentation du robot médical prototype Sinters 136
6.2.2 Modélisation géométrique et cinématique du robot Sinters 137
6.2.3 Schéma de commande par asservissement visuel 138
6.2.4 Suivi du mouvement cardiaque simulé en laboratoire . . . 142
6.2.5 Suivi du cœur battant en conditions opératoires 158
6.3 Conclusion sur les résultats expérimentaux 165

Conclusion et perspectives 167

Annexe 171

A. Détails de calculs pour le correcteur GPC 173
A.1 Calcul récursif des équations diophantiennes du GPC 173
A.1.1 Résolution récursive de l'équation diophantienne (3.10) . 173
A.1.2 Résolution récursive de l'équation diophantienne (3.17) . 175
A.2 Extension à d'autres formes de polynômes Δ 178
A.2.1 Cas de $\Delta(z^{-1}) = (1-z^{-1})(1-\alpha z^{-T})$ 178
A.2.2 Cas d'un polynôme Δ quelconque 179
A.3 Méthode de vérification de la matrice de gain 180

B. Modèles géométriques des manipulateurs Aesop et Sinters . 181
B.1 Robot Aesop 181
B.2 Robot Sinters 183

C. Estimation de la période de signaux périodiques 185
C.1 Utilisation de la transformée de Fourier discrète 185
C.2 Algorithme d'estimation récursive de Tsao *et al.* 186
C.2.1 Descente de gradient 187
C.2.2 Application de la décomposition de la commande à l'estimation de la période de la respiration 187

D. Conversion des mesures de distance 191
D.1 Rappel de quelques techniques de reconstruction 3D 191
D.2 Méthode géométrique 192

E. Détails de la méthode de Tsaï pour la reconstruction 3D . . 195
E.1 Définitions et notations 195
E.2 Calculs 196

Bibliographie 199

INTRODUCTION

A en écouter le corps médical, le vingtième siècle aura été le siècle de la chirurgie. Les nouvelles techniques chirurgicales (techniques à invasion minimale, chirurgie laser, chirurgie par radio-fréquences, ...) permettent aujourd'hui de traiter efficacement des maladies qui menaient autrefois à la mort. Les appendicectomies et les cholécystectomies[1], par exemple, sont désormais des routines cliniques qui ne demandent qu'une courte hospitalisation [107, 156, 169] ; les grandes incisions de l'abdomen, nécessaires pour accéder à l'organe ou aux tissus malades, sont maintenant remplacées par les petites incisions suffisantes aux techniques laparoscopiques (en chirurgie hépatique, par exemple).

Mais surtout, l'introduction des nouvelles technologies de l'information et de la communication dans la médecine, a augmenté considérablement l'efficacité des pratiques opératoires et laisse encore prévoir de grands progrès dans les années à venir (comme la chirurgie cardiaque à cœur battant, la télé-chirurgie à longue distance, les simulateurs de procédures chirurgicales pour les étudiants en médecine, ...). Une nouvelle discipline est en train de voir le jour qui s'intéresse aux Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO).

Ce domaine est très vaste. Ainsi, les techniques d'imagerie médicale informatisées permettent aujourd'hui d'assister les praticiens, de façon quantitative et fiable, pour l'analyse des images médicales (détection des tumeurs cancéreuses, construction de modèles d'organes ou de muscles (cf. par exemple [160], pour le cœur)), le recalage d'images multimodales (Nikou *et al.* [133], par exemple), la navigation en neurochirurgie (voir [87], par exemple), la planification des opérations, des thérapies, ...

L'internet et les réseaux de communication à haut débit laissent aux médecins du monde entier la possibilité d'échanger leurs expériences et d'améliorer leurs diagnostics : par exemple l'IRCAD[2] et France Télécom ont expérimenté en France en novembre 2002 l'opération Argonaute 3D ; il s'agit d'un système de partage et d'analyse 3D du dossier médical d'un patient à distance entre plusieurs praticiens [84]. L'échographie à distance est également possible, comme le montrent les travaux de Troccaz *et al.* (projet TER d'un robot de télé-échographie [184]), ou encore l'expérience de novembre 2003 réalisée à l'aide du système Otelo [6, 47] sur un patient à Chypre par un professeur de médecine à Tours.

[1] ablations de la vésicule biliaire

[2] Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif, Hôpital civil, Strasbourg

Les robots chirurgicaux sont apparus au milieu des années 1980 et n'ont cessé de se développer depuis. Leur utilisation laisse présager des avancées importantes pour les pratiques cliniques du futur. À titre d'exemple, le premier pontage coronarien sur cœur battant assisté par robot a été réalisé en 1999 par une équipe canadienne [143]. La première télé-opération longue distance a été réalisée en 2001 entre New York et Strasbourg pour une ablation de la vésicule biliaire [113].

Il existe aujourd'hui des systèmes robotiques commerciaux et de nombreux systèmes expérimentaux pour l'assistance au geste chirurgical. Les interventions d'orthopédie, de neurologie, de chirurgie laparoscopique et cardiaque, de radiologie interventionnelle peuvent désormais être assistées par des systèmes mécaniques et informatiques. Depuis les premiers robots, dérivés de robots industriels, aux robots actuels télé-opérés, l'évolution technologique montre comment le robot a pu devenir un véritable outil au service du chirurgien et du patient. Par exemple, les systèmes Zeus de Computer Motion ou Da Vinci de Intuitive Surgical, permettent d'effectuer des interventions en chirurgie laparoscopique ou thoracoscopique par télé-manipulation.

Les travaux de recherche en robotique chirurgicale ont pour principal objectif d'augmenter les capacités du chirurgien ou du radiologue afin de mieux réaliser son geste, ou de réaliser des gestes impossibles autrement, pour une amélioration des soins du patient. C'est ainsi que des instruments chirurgicaux avec des degrés de liberté supplémentaires ont été mis au point pour la chirurgie mini-invasive afin d'augmenter la dextérité du chirurgien ; que des robots à architecture spécifique sont apparus pour les besoins de la chirurgie cardiaque, de la cœlioscopie, ou encore de la neuro-chirurgie ; que les interfaces de télé-manipulation ont été dotées de manettes à retour d'effort, de lunettes à vision stéréoscopique ... Une aide au geste chirurgical, c'est aussi suivre ou anticiper les mouvements physiologiques du patient. Par exemple, différents systèmes de compensation des mouvements respiratoires existent, afin d'augmenter la précision du traitement de tumeurs cancéreuses en chirurgie laser ou radio-fréquences. L'un des grands défis, entre autres, de la chirurgie robotique de demain, est l'opération à cœur battant totalement endoscopique et entièrement assistée par des robots qui seraient synchronisés avec le mouvement des tissus cardiaques.

Contexte de ce travail de thèse

Le travail présenté dans ce mémoire de thèse a été réalisé au sein de l'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du Laboratoire des sciences de l'image, de l'informatique et de la télédétection (LSIIT), UMR 7005 du CNRS et de l'Université Louis Pasteur Strasbourg I. Les expériences en conditions opératoires ont été effectuées à l'IRCAD, Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif, à Strasbourg, dans le cadre de l'équipe projet multi-laboratoires n°9

du département STIC[3] du Centre National de la Recherche Scientifique, appelée « IRMC » (Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale).

Les travaux de thèse d'Alexandre Krupa [98, 99], sur l'aide au geste chirurgical par asservissement visuel, avaient permis de mettre en évidence l'influence du mouvement des organes et tissus sur la commande des robots de chirurgie. Les déformations périodiques des organes, qui sont dues aux mouvements respiratoires et aux battements cardiaques, représentent des perturbations critiques pour le chirurgien travaillant avec une interface robotique. En chirurgie robotisée à invasion minimale de l'appareil digestif, en particulier, le chirurgien doit compenser lui-même le mouvement dû à la respiration, en l'accompagnant manuellement, dès qu'il cherche à effectuer une tâche précise à la surface d'un organe, comme par exemple de la suture. En chirurgie cardiaque, le cœur doit même être mécaniquement stabilisé, voire stoppé et remplacé par un appareil cœur-poumon artificiel, pour permettre les opérations de pontage des artères coronaires, impossibles sur un cœur battant.

Tous ces mouvements physiologiques ont une fréquence connue et sont contrôlés par les appareils médicaux pendant l'intervention. Par conséquent, une aide utile au geste chirurgical consiste à mettre au point une manipulation dans laquelle le robot filtre les mouvements en réalisant des déplacements synchrones. Le but est de proposer au chirurgien de travailler sur des tissus virtuellement stabilisés, en lui permettant de superposer ses propres mouvements à ceux effectués de façon autonome par le robot pour le filtrage. La présence d'une caméra endoscopique est mise à profit pour réaliser le filtrage par asservissement visuel.

Étant donné la bande passante limitée des robots de chirurgie, le principe de la commande prédictive a été retenu dans le cadre de cette thèse, pour sa capacité à prendre en compte la dynamique du robot et ses retards éventuels, ainsi qu'un modèle de perturbation afin d'anticiper son effet.

Malgré le nombre et la diversité des robots développés pour la médecine et la chirurgie, peu d'entre eux prennent en compte directement la respiration et les battements du cœur dans leur interface de commande. La problématique qui guide cette thèse est l'intégration, dans la loi de commande des robots de chirurgie, d'un mécanisme de compensation/rejet des perturbations dues aux mouvements physiologiques du patient. Les deux mouvements considérés sont la respiration et les battements du cœur. Il s'agit pour le correcteur utilisé dans la boucle de commande du robot d'apprendre ou d'identifier de façon autonome la séquence de n'importe quelle perturbation périodique multi-dimensionnelle. On suppose que la perturbation est périodique avec une période constante. Des aménagements ont été réalisés autour d'une commande de type GPC[4] à l'aide du principe du modèle interne et de la commande répétitive.

Après des premiers résultats obtenus pour la compensation de la respiration, le

[3] Sciences et technologies de l'information et de la communication

[4] *Generalized Predictive Control* en anglais

travail de cette thèse a ensuite été étendu au problème délicat du suivi du cœur battant. Le but est d'étendre les performances obtenues pour le filtrage de la respiration à cette application pour laquelle il existe un intérêt croissant dans la recherche médicale. Un prototype de robot médical de la société Sinters de Toulouse, a été spécialement conçu pour la réalisation d'expériences de mouvements rapides dans ce contexte. Le schéma de chirurgie cardiaque ouverte a été considéré afin d'observer la plus grande surface apparente du cœur avec la plus grande amplitude de mouvement possible. Les premiers essais *in vivo* réalisés pendant cette thèse ont mis en évidence la complexité du mouvement du cœur, qui se déplace de façon rapide à cause de son activité électro-mécanique, mais qui subit également un lent mouvement de va-et-vient très ample dû à l'influence de la respiration. On suppose donc que la perturbation est périodique avec une période constante, ou qu'elle est un mélange de deux signaux périodiques, avec une période constante. D'autres aménagements sont proposés autour d'une commande GPC afin d'inclure un mécanisme de filtrage et d'observation adaptatif dans la loi de commande.

De plus, dans les applications médicales considérées dans cette thèse, il est essentiel de pouvoir traiter séparément les consignes (qui sont données par le chirurgien qui utilise le système), et les perturbations (qui doivent être atténuées par le robot). Les développements présentés dans ce travail autour de la commande GPC montrent comment rendre possible cette séparation. Elle apparaît alors comme un élément clé qui détermine la synergie du robot avec le patient : la compensation des mouvements physiologiques devient en quelque sorte une interface de commande du robot par le patient lui-même.

Plan du mémoire

Le mémoire comporte 6 chapitres.

Le **premier chapitre** permet au lecteur de se familiariser avec le contexte des nouvelles techniques de la chirurgie à invasion minimale et des systèmes robotiques d'assistance au geste chirurgical. Un état de l'art des robots chirurgicaux est proposé dans ce chapitre, où leurs différentes composantes sont également mises en lumière.

Le **deuxième chapitre** aborde le problème du mouvement physiologique dans la chirurgie mini-invasive, robotisée ou non, à travers un état de l'art des différentes méthodes existantes pour l'analyse du mouvement et/ou sa compensation. Les approches existantes pour le problème de la respiration et du mouvement du cœur sont décrites. On présente également les dispositifs expérimentaux qui sont utilisés dans ce travail pour la mesure visuelle par caméra des mouvements physiologiques. Les mesures peuvent être effectuées selon 1 à 3 degrés de liberté grâce à l'utilisation de marqueurs actifs. Ce chapitre définit enfin la problématique de cette thèse qui est la prise en compte des mouvements du point de vue de la commande des robots de chirurgie, en les considérant comme des perturbations de sortie dans leur boucle de commande. Un aperçu des méthodes de l'automatique

pour le rejet des perturbations périodiques est alors présenté.

Le **troisième chapitre** présente le principe de la commande prédictive et donne les détails de la dérivation du correcteur prédictif dit généralisé (GPC), dans le cas des systèmes multivariables et sans contraintes. Des simulations illustrent le fonctionnement de cette loi de commande et ses performances en matière de rejet de perturbations.

Les simulations de la fin du troisième chapitre guident les développements réalisés dans le **quatrième chapitre** autour de la commande GPC pour le filtrage du mouvement respiratoire. Le principe de répétition inhérent à la commande répétitive est inclu dans le modèle entrée-sortie utilisé par le correcteur GPC afin de permettre l'apprentissage itératif de la séquence d'une perturbation périodique quelconque. La commande optimale est calculée en deux composantes indépendantes qui permettent de séparer le suivi de consigne imposé par le chirurgien qui manipule le robot, et le problème du filtrage de la perturbation. Des simulations terminent le chapitre et illustrent le comportement de la commande « R-GPC » ainsi obtenue.

Le **cinquième chapitre** présente les développements réalisés pour combiner la commande GPC avec un mécanisme de filtrage adaptatif pour le suivi du cœur battant sous influence de la respiration. Un observateur adaptatif de perturbation est utilisé pour prédire les mouvements futurs du cœur et corriger les consignes du correcteur GPC, qui sont initialement données par le chirurgien. Quelques simulations sont données pour illustrer le comportement de cette commande appelée « GPC+A ».

Le **sixième chapitre** conclut ce mémoire en présentant l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus pour la compensation du mouvement respiratoire et le suivi du cœur battant. Les dispositifs robotiques sont décrits dans ce chapitre pour les expériences réalisées au laboratoire et les expériences menées en conditions réelles *in-vivo* sur des porcs vivants anesthésiés. Des tableaux de statistiques illustrent la performance comparée des algorithmes de commande GPC, R-GPC et GPC+A.

Enfin, en **annexe**, on trouvera les détails de certains calculs concernant la commande prédictive et le développement des correcteurs introduits dans le mémoire. On y propose également quelques développements et résultats concernant l'estimation de la période d'une perturbation de respiration de période inconnue ou qui varie dans le temps. Une méthode géométrique pour la conversion en distances absolues des mesures de mouvements physiologiques initialement effectuées en pixels, est présentée à la fin.

Chapitre 1

Robotique chirurgicale

> *What this is allowing me to do is take my hands and literally put them inside a patient's body.*
> Dr. Mark Suzuki, chirurgien cardiaque, Mountain View, Californie, dans une interview donnée au magazine Scientific American, décembre 2000.

Les robots médicaux sont apparus au milieu des années 1980. La robotique est aujourd'hui présente dans un vaste champ d'applications chirurgicales : chirurgie reconstructive (prélèvement de peau [53, 55]), orthopédie [79] (prothèse de la hanche, du genou, de l'épaule), colonoscopie, cœlioscopie, chirurgie digestive [92], neurochirurgie [49], chirurgie cardiaque [8, 24], etc.. Le robot de chirurgie apporte précision et répétabilité au chirurgien, et contribue à réduire les douleurs et le séjour du patient à l'hôpital après l'opération. Il peut même apporter de l'autonomie au patient (robot de rééducation, d'aide aux personnes handicapées), et il assiste le personnel médical en général en le soulageant de tâches répétitives ou physiquement éprouvantes (robot de service) [52, 175].

Ce travail de thèse s'intéresse principalement à la robotique chirurgicale pour les opérations à invasion minimale. Ce chapitre présente rapidement les techniques à invasion minimale, utilisées en particulier dans la chirurgie de l'appareil digestif ou la chirurgie cardiaque. Un état de l'art des systèmes robotiques chirurgicaux est ensuite proposé avec un classement selon le degré d'interaction avec le chirurgien. Enfin, le chapitre se termine avec un état de l'art des systèmes de commande par asservissement visuel des robots de chirurgie.

1.1 Chirurgie à invasion minimale

L'un des plus importants progrès concernant les pratiques chirurgicales est l'apparition des techniques d'opération à invasion minimale, au milieu des années

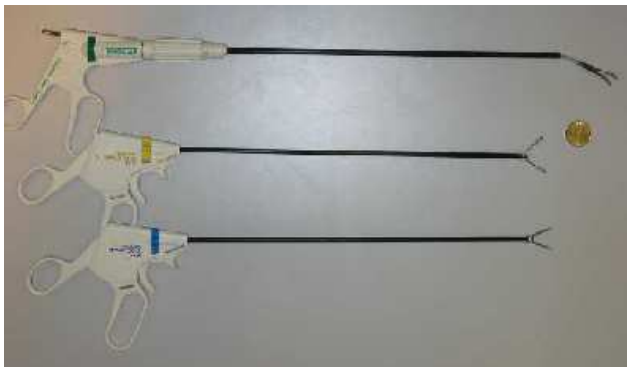


Fig. 1.1: Exemple d'instruments de chirurgie laparoscopique. *Ils ont une longueur de 30 cm environ.*

1980. Ces techniques sont utilisées notamment en chirurgie de l'appareil digestif[1] et en chirurgie cardiaque. Elles diffèrent de la chirurgie ouverte par le fait que le chirurgien travaille à travers des petites incisions (typiquement d'un diamètre de moins de 12 mm) et à l'aide d'instruments spécifiques. Ces instruments, en forme de tige, sont plus allongés que les instruments classiques pour tenir compte de la distance entre le point d'incision et les organes (photo de la figure 1.1). Plusieurs incisions sont réalisées et équipées chacune de trocarts (photo de la figure 1.2) : deux pour les instruments chirurgicaux et une pour le laparoscope. Du gaz carbonique sous pression est également injecté par l'un des trocarts afin de libérer de l'espace entre les organes et la paroi abdominale, dans le cas de la chirurgie laparoscopique.

Le laparoscope est une caméra vidéo munie d'une optique endoscopique rigide (figures 1.3 et 1.4), qui permet au chirurgien d'observer l'intérieur de l'abdomen. La caméra est connectée à un moniteur vidéo pour lui permettre de visualiser les mouvements qu'il effectue avec ses instruments.

La chirurgie mini-invasive a plusieurs avantages, pour le patient, par comparaison à la chirurgie ouverte : la taille limitée des incisions signifie un traumatisme réduit et beaucoup moins de douleurs post-opératoires ; ceci implique un séjour plus court à l'hôpital et une récupération plus rapide. Les cicatrices étant également plus petites, le patient peut y trouver un intérêt cosmétique. Cette technique est largement répandue : d'après [171], la grande majorité des chirurgies de la vésicule biliaire, par exemple, réalisées aux États-Unis, en Europe et au Japon, le sont par des techniques laparoscopiques.

Ces techniques, si elles sont très avantageuses pour le patient, sont cependant plus difficiles à pratiquer pour le chirurgien. En effet, la vision directe en trois dimensions des organes opérés n'existe pas en laparoscopie. Elle est remplacée par la vision déportée, en deux dimensions seulement, que propose le moniteur vidéo. La difficulté est double : la position de travail du chirurgien est fatiguante, car il ne

[1] on parle alors de cœlioscopie ou de laparoscopie

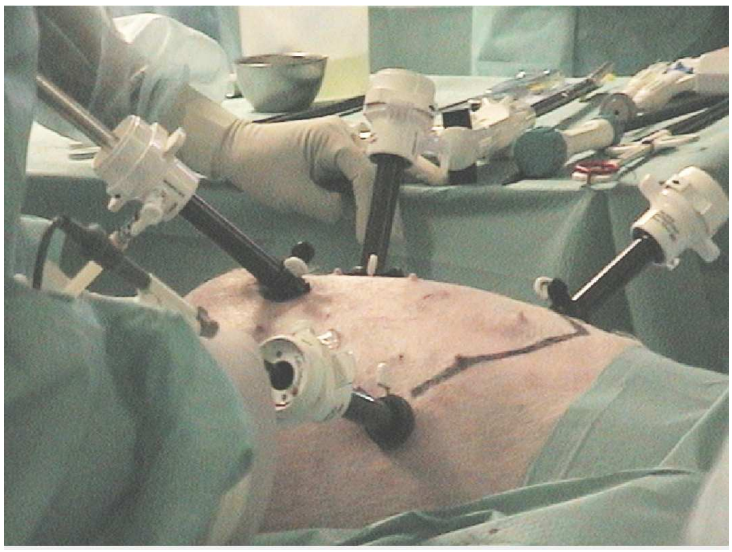


Fig. 1.2: Trocarts de laparoscopie. *Ils sont insérés dans l'abdomen d'un porc placé sous anesthésie générale. Ils permettent le passage des instruments chirurgicaux du type de ceux de la figure 1.1.*

peut pas regarder directement les mouvements de ses mains ; et il doit s'orienter mentalement pour déplacer correctement les instruments et pour se représenter ce qui se passe dans l'abdomen (voir la figure 1.4). Les instruments (scalpel, pince, clamp, ...), qui ont une longueur de 30 cm environ, doivent être manipulés autour d'un point invariant (le trocart) sur la poitrine ou l'abdomen. Par conséquent, leur manipulabilité à l'intérieur du patient est réduite des 6 degrés de liberté habituels (3 pour le positionnement et 3 pour l'orientation), à 4 degrés de liberté. Les deux restrictions cinématiques proviennent des translations impossibles au niveau du trocart, perpendiculairement à l'axe de l'instrument. N'importe quel point dans l'espace de travail chirurgical ne peut donc être atteint avec n'importe quelle orientation. Un cinquième mouvement existe en général, il permet de courber l'instrument ou bien d'ouvrir/de fermer la pince ou les ciseaux. Un autre inconvénient aussi est l'inversion des mouvements, qui est due à la manipulation autour du trocart. De plus, la vitesse de déplacement de l'extrémité des instruments varie selon la profondeur d'insertion dans le trocart, et les tremblements de la main du chirurgien sont facilement amplifiés au bout de l'instrument. Le frottement dans le trocart réduit en outre la sensation haptique et la possibilité de palper les tissus.

Ces problèmes deviennent encore plus complexes si l'on prend en compte le fait que les organes opérés se déplacent lentement et de façon périodique, à cause des mouvements induits par le mouvement du diaphragme (la respiration et les battements cardiaques).

A la gymnastique du chirurgien s'ajoute celle du manipulateur du laparo-

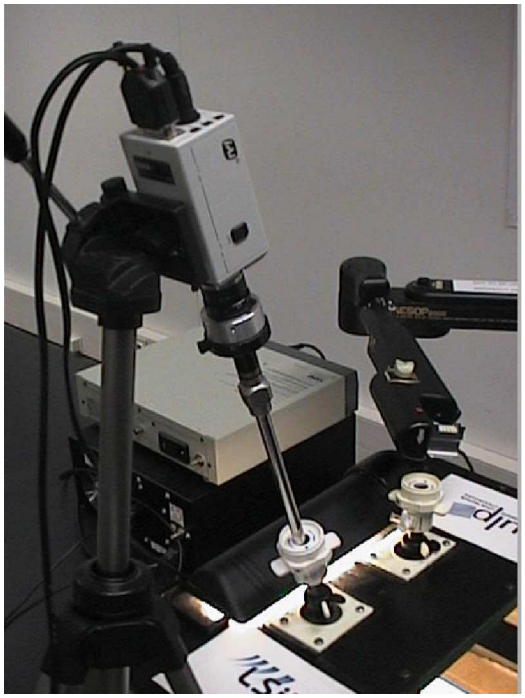


Fig. 1.3: Exemple d'une caméra de laparoscopie.

scope [93] : en effet, la caméra endoscopique est tenue par un second opérateur, qui doit répondre aux demandes du chirurgien afin de toujours lui proposer la meilleure image des structures anatomiques. Là aussi, il y a deux difficultés. Il faut parfois tenir une position statique de façon prolongée. Et lorsqu'il faut déplacer le champ de vision, le manipulateur doit trouver les mouvements exacts pour ne pas perdre de vue les instruments. Il a donc le même problème de coordination œil/main que le chirurgien [177].

La pratique de ces techniques est donc délicate pour le chirurgien et demande de sa part une grande habileté et beaucoup d'entraînement. Par exemple, la tâche complexe qui consiste à faire un nœud (pour la suture ou la ligature) demande beaucoup de temps et un grand entraînement [156]. Quelques centres de formation existent dans le monde afin de permettre aux chirurgiens de se familiariser avec ces techniques et de les mettre en œuvre cliniquement. On citera en particulier l'IRCAD/EITS à Strasbourg[2], un centre de formation à la laparoscopie interventionnelle, pionnier en Europe en matière d'utilisation du robot comme outil de télé-opération et d'assistance au geste chirurgical [84].

[2] *European Institute of Tele-Surgery* en anglais



Fig. 1.4: Positionnement d'un laparoscope en chirurgie à invasion minimale de l'appareil digestif (ici au bloc opératoire de l'IRCAD). *L'une des difficultés pratiques de la laparoscopie réside dans l'absence de vision directe de l'intérieur de l'abdomen. Une caméra laparoscopique doit être utilisée pour visualiser l'intérieur de l'abdomen.*

Chirurgie cardiaque à invasion minimale

Les opérations de chirurgie du cœur sont encore aujourd'hui considérablement invasives. Des exemples d'opérations très couramment réalisées à travers le monde sont le remplacement de valvules cardiaques ou le pontage de l'artère coronaire [126]. Pour cette dernière, la partie sténosée de l'artère est remplacée en partie par une artère saine, qui est prise dans la cage thoracique (artère mammaire) ou dans l'avant-bras. L'approche conventionnelle contient des risques sévères pour le patient ainsi qu'une morbidité signifi cative. Ils sont dus à :

– l'ouverture du sternum (sternotomie médiane) et l'écartement de la cage thoracique (thoracotomie) pour libérer l'accès au cœur ; l'incision sternale peut mesurer jusqu'à 30 cm et prolonge directement la durée de convalescence du patient (qui se compte en mois) [126] ;

– l'utilisation d'un appareil cœur-poumon externe pour maintenir la circulation sanguine et assurer l'oxygénation du corps (*on-pump coronary artery bypass* en anglais). Cette machine peut entraîner de graves complications peropératoires (syndrômes d'attaque cardiaque par exemple) ou postopératoires (ischémie et complications neurologiques, par exemple).

En chirurgie ouverte, il a pu être démontré que le recours à la machine cœur-poumon artifi ciel n'est plus toujours nécessaire, car le chirurgien peut désormais

parfois opérer directement sur le cœur battant [22], grâce à l'utilisation d'un stabilisateur mécanique (par exemple Octopus^{TM} de Medtronic [117]). Il s'agit d'un système qui s'attache à une petite partie du cœur par aspiration (principe du vide) et qui stabilise localement la région pendant que le reste du cœur continue à battre normalement [75, 116] (*off-pump coronary artery bypass* en anglais).

Il a pu être démontré également que certaines opérations cardiaques sont possibles avec des incisions beaucoup plus petites (de 1 à 2 cm) et que l'ouverture de la cage thoracique peut être évitée, ce qui permet de simplifier grandement les procédures.

1.2 Robots d'assistance au geste chirurgical

L'introduction de la robotique dans la salle d'opération est souvent liée au développement des techniques de chirurgie à invasion minimale. De nombreux projets de chirurgie assistée par ordinateur et de robotique médicale ont été entrepris ces vingt dernières années, surtout dans des laboratoires universitaires, et certains ont abouti à des systèmes commerciaux.

On trouve de nombreux avantages aux robots : ils peuvent positionner des instruments et faire des ablations de façon beaucoup plus précise que manuellement. Ils peuvent aussi contraindre les mouvements et les incisions du chirurgien à des régions prédéterminées, pour protéger des zones critiques. Il y a d'autres avantages potentiels, tels que pouvoir démultiplier les gestes, filtrer les tremblements, se recaler par rapport à des images pré et per-opératoires, pouvoir mémoriser et répéter des séquences complexes, etc.. Toutefois, certains inconvénients tels que le coût, la complexité des procédures (qui allonge donc la durée des interventions), et les soucis élémentaires de sécurité et d'asepsie, ralentissent l'application clinique des robots médicaux, comme cela sera vu dans le paragraphe suivant.

Pour présenter l'état de l'art, de nombreuses classifications des robots médicaux ont été proposées, et l'on s'appuiera ici sur celle de Davies [44], dans laquelle les systèmes **autonomes** (voir le paragraphe 1.2.2) sont opposés aux systèmes **synergiques**, qui sont directement manipulés par la main du chirurgien (voir le paragraphe 1.2.3), et aux systèmes **télé-opérés** (voir le paragraphe 1.2.4), qui sont commandés par le chirurgien au moyen d'une console de télémanipulation.

1.2.1 Contraintes pour les robots de chirurgie

Historiquement, c'est un robot commercial standard **Puma** qui a été le premier utilisé en 1985 dans l'assistance d'une intervention neuro-chirurgicale. Le bras articulé servait à positionner de façon précise des structures fixes près du crâne, pour permettre l'insertion manuelle d'instruments. Alors que ces procédures produisaient une précision améliorée par comparaison aux procédures manuelles, elles ont été pour la plupart abandonnées quand l'entreprise qui fournissait les robots a

refusé qu'ils continuent à être utilisés. En effet, les robots n'avaient pas été fondamentalement modifiés pour la sécurité. Malgré le fait que les robots agissaient en simples supports des structures fixes pendant que tous les instruments étaient déplacés par la main du chirurgien, le souci était la présence de robots puissants juste à côté des patients et du personnel soignant. Depuis cette époque, la grande majorité des robots chirurgicaux appliqués cliniquement sont construits (et dimensionnés) spécialement pour la tâche à accomplir, ou bien subissent de profondes modifications pour être sécurisés.

En effet, plusieurs contraintes doivent être prises en compte dans la conception d'un système robotique médical pour qu'il soit compatible avec les niveaux de sécurité d'un bloc opératoire [43]. Dans un premier temps, les éléments mécaniques en contact avec le patient doivent pouvoir être stérilisés et les autres éléments enveloppables dans des sachets stériles. Ensuite, l'architecture mécanique et électrique du robot doit vérifier les contraintes suivantes :

- comporter des dispositifs de sécurité qui s'activent automatiquement en cas de problème (frein sur les axes, pièce détachable sous l'action d'une contrainte physique dangereuse) ;
- une architecture mécanique qui soit compatible avec la présence proche d'êtres humains et l'utilisation en contact direct avec un malade ; ceci se traduit le plus souvent par la conception de bras articulés dont l'organe terminal est muni d'un *poignet à axes passifs* (assurant que le robot ne peut pas blesser le patient là où il est en contact avec lui). On trouve également des structures où les mouvements de l'organe terminal sont actionnés depuis une articulation géométriquement distante du patient (on parle alors de *centre de rotation déporté*) ;
- mise en jeu de faibles puissances mécaniques et électriques (basse tension et vitesses de déplacement raisonnables) ;
- redondance, par différentes technologies, des mesures internes au système robotique (positions des axes du robot, couples des moteurs) ;
- compatibilité électrique avec l'appareillage du bloc opératoire (pas de pollution électro-magnétique qui risquerait de perturber les appareils de mesure médicaux) ;
- bonne ergonomie du système, pour ne pas gêner l'équipe médicale, et mobilité du robot (chariot roulant par exemple, ou suspension au plafond) pour qu'il puisse rapidement être écarté du patient en cas d'urgence vitale.

Ce sont notamment ces exigences qui se traduisent par les efforts de développement importants des constructeurs. Il en découle le prix très élevé des systèmes commerciaux.

Il est également essentiel d'assurer la sécurité de la partie logicielle du robot [79]. Par exemple, dans le contexte d'un robot d'urologie, Ng & Tan [132]

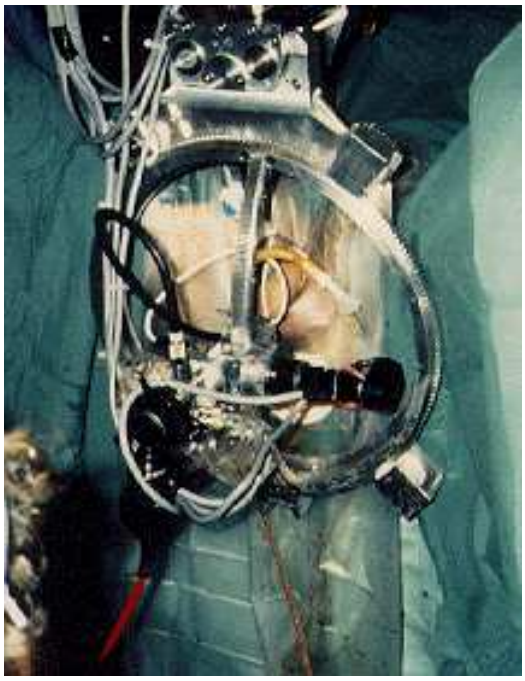


Fig. 1.5: Installation du robot Probot pour une résection de la prostate [38].

utilisent la logique mathématique pour analyser le programme et déterminer s'il est possible pour la commande de sortir des marges de sécurité incorporées dans le code. De plus, ils ont implémenté un système qui observe les signaux de mesures articulaires et qui peut arrêter le robot en cas de dépassement de limites de sécurité. Les travaux de Adhami *et al.* sur le système Da Vinci [2, 3] portent sur la planifi cation d'opérations cardiaques et leur simulation réaliste. Ces étapes sont essentielles pour prévenir des collisions avec les autres appareils médicaux, le personnel, d'autres organes, etc..

1.2.2 Systèmes de robotique chirurgicale autonomes

Probot a été le premier robot actif au monde à avoir été utilisé pour l'ablation de tissus sur un patient humain, en avril 1991 (ablation transurétrale de la prostate [45], voir photo de la fi gure 1.5). Le robot, spécialement conçu pour cette opération, était placé sur un manipulateur passif qui servait à le positionner grossièrement sur la région d'intérêt, puis était bloqué. Le système était autonome dans le sens où, une fois que le scalpel était correctement positionné par le chirurgien, le programme de résection était démarré et le chirurgien suivait simplement la procédure sur différents moniteurs de contrôle, en tenant juste un bouton « d'arrêt d'urgence ».

Quelques mois plus tard, en octobre 1991, un système commercial appelé **Robodoc** était implémenté cliniquement pour la chirurgie de la hanche, par ISS, In-



Fig. 1.6: Photo du robot orthopédique Caspar.

tegrated Surgical Systems, une entreprise de Sacramento aux USA [151]. Il était basé sur un robot de type Scara fourni par la société Sanko-Seiky et avait été modifi é fondamentalement pour la sécurité par le fabricant. Robodoc a été largement utilisé à la fois pour la chirurgie de la hanche et la pose de prothèse totale du genou, surtout en Europe. Il a obtenu l'agrément de la FDA américaine[3] à la fi n de l'année 2002 pour la pose de prothèse de la hanche. Le système est autonome dans le sens où une fois placé à la position initiale, il réalise l'usinage de l'articulation automatiquement, sans aucune autre action de la part du chirurgien que la tenue du bouton « arrêt d'urgence ».

Un autre système commercial plus récent utilisé de façon autonome pour la chirurgie orthopédique s'appelle **Caspar**[4] (voir la fi gure 1.6), distribué par la société allemande Maquet. Il a été aussi largement utilisé pour la chirurgie de la hanche et du genou et a démontré une amélioration considérable de la précision, par rapport aux procédures manuelles [111]. Sa commercialisation est maintenant arrêtée.

Comme le montrent ces exemples, les robots autonomes sont principalement considérés dans les interventions de type orthopédique ou encore neurologique (pour l'ablation de tumeurs de l'encéphale), dans lesquelles le patient ou la zone opérée peut rester parfaitement stable et fi xe pendant toute la durée de l'opération.

[3] Food and Drug Administration

[4] Acronyme de *Computed Assisted Surgery Planning and Robotics*

Par ailleurs, ce sont souvent des robots dérivés de systèmes industriels, qui ont été modifiés par le fabricant pour satisfaire aux normes sanitaires et de sécurité (asepsie et limitation des vitesses de déplacement, en particulier). Par conséquent, ils nécessitent souvent le recours à des procédures de planification et de simulation, ne serait-ce que pour des raisons évidentes de sécurité. Il faut s'assurer de la sûreté de leur fonctionnement (absence de collisions avec d'autres machines, évitement des singularités géométriques, etc.).

Les applications chirurgicales sur tissus mous ou déformables (appareil digestif ou le cœur, par exemple) ne peuvent pas mettre en œuvre des systèmes autonomes ; le chirurgien doit en effet pouvoir être directement impliqué dans la procédure et garder le contrôle du système, à chaque instant, pour le guider. On parle alors de systèmes synergiques [178], de systèmes semi-actifs [55] et de systèmes télé-opérés [44]. Ces robots sont les plus répandus et font l'objet de la suite du chapitre.

1.2.3 Systèmes de robotique chirurgicale synergiques

Davies [44], entre autres, pense que ce sont les systèmes synergiques et les systèmes télé-opérés qui détermineront la robotique chirurgicale du futur. En effet, avec un robot autonome, c'est surtout la qualité du programme de commande du robot qui s'exprime. Avec un robot synergique ou télé-opéré, le chirurgien restant maître de l'intervention, il peut continuer à mettre en avant son savoir-faire et son expérience, comme au cours des opérations traditionnelles. On distinguera les robots synergiques des robots télé-opérés, par le fait que les premiers sont guidés directement par le chirurgien à l'aide d'une manette commandée en effort, alors que les seconds sont constitués d'un robot esclave et d'une console maître pilotée par le chirurgien. La commande en effort peut également être utilisée pour les robots télé-opérés, mais à la différence des robots synergiques, la configuration des robots télé-opérés autorise la réalisation d'opérations à longue distance, où plusieurs milliers de kilomètres séparent le patient et le chirurgien (voir la partie suivante).

Le procédé de guidage en effort des robots synergiques permet de contraindre activement le robot à une petite région de travail. De cette façon, le chirurgien bénéficie de la précision du robot pour la réalisation des incisions, et il protège en même temps les organes environnants. Contrairement à un système autonome, c'est bien le chirurgien qui est en charge de la procédure. Dans le domaine industriel, ceci serait un système complètement inhabituel, mais ici cela assure une bonne *synergie* entre les qualités du robot et celles du chirurgien.

Un certain nombre de robots dédiés à des tâches particulières a été développé en utilisant la philosophie des robots synergiques. Un exemple est le robot 6 axes **Padyc**[5] développé par Troccaz [157,168] pour la chirurgie cardiaque (ponction du

[5] pour *Passive Arm with Dynamic Constraints* en anglais

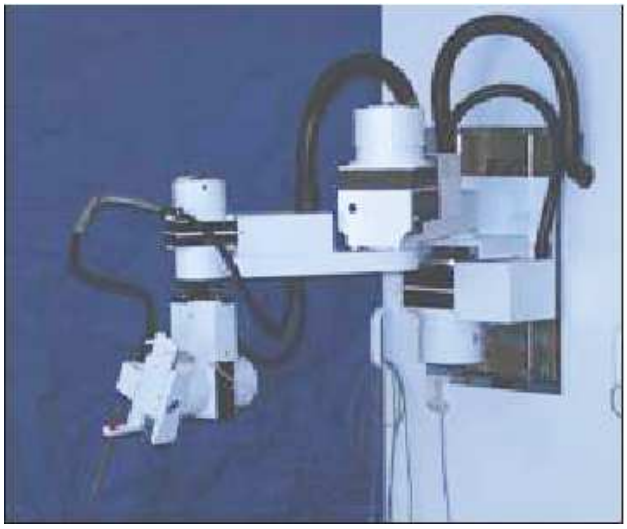


Fig. 1.7: Photo du robot de ponction cardiaque Padyc [168].

péricarde) (voir la fi gure 1.7). Il est basé sur le principe des roues libres et une série de mécanismes d'embrayage. C'est un robot « d'empêchement » qui contraint les mouvements à l'intérieur de régions prédéterminées comme sûres. Parce que le chirurgien doit physiquement déplacer le robot et parce que les moteurs du robot ne sont utilisés que pour commander les embrayages et non pour alimenter le bras en puissance, ce système est présenté comme intrinsèquement plus sûr que des robots à mouvement actionné.

Un exemple supplémentaire est le **Neurobot**, qui a été développé par l'Imperial College de Londres pour la neurochirurgie dans le cadre d'un projet européen appelé Roboscope [164]. Ce robot utilise une structure d'articulations à 4 barres pour déplacer un neuro-endoscope autour d'un centre de rotation déporté. Un collet, placé autour de l'endoscope, contient un anneau commandé en effort qui peut être tenu par le chirurgien pour conduire le robot en tangage, roulis, lacet et en avant/arrière autour du point d'entrée dans le crâne. Les actionneurs et les codeurs sont placés à la base de la structure du robot pour que le système soit aussi léger et peu encombrant que possible.

Un autre exemple est le système **Acrobot** pour la chirurgie du genou [86]. Il est commercialisé par l'entreprise du même nom [1], mais a été développé à l'Imperial College de Londres. C'est un système à trois axes avec un levier commandé en effort sur l'organe terminal. Le levier est tenu par le chirurgien pour guider le robot à l'intérieur d'une zone prédéterminée, tout en empêchant des mouvements vers les structures critiques (voir la photo de la fi gure 1.8). Un robot 6 axes sert à le positionner grossièrement près de la zone de travail, il est bloqué pendant l'intervention.



Fig. 1.8: Le robot orthopédique Acrobot [1] en cours d'utilisation dans une salle d'opération.

1.2.4 Systèmes de robotique chirurgicale télé-opérés

Les systèmes de télémanipulation se classent à mi-chemin entre les robots autonomes et les robots synergiques [44].

Ces systèmes sont des structures de type maître/esclave. Le chirurgien est confortablement assis près de la table d'opération, et manipule des sortes de joysticks, qui sont en fait les organes terminaux des bras articulés de la structure maître (voir la figure 1.9 par exemple). Il regarde le moniteur vidéo qui lui fournit les images de l'intérieur du patient. Les mouvements qu'il effectue sont reproduits sur les deux bras robotisés de la structure esclave, qui est installée autour de la table d'opération (photo de la figure 1.10).

Un exemple d'un tel système est le prototype **Endobot** pour la chirurgie laparoscopique. Il repose sur une architecture mécanique à centre de rotation déporté, et est présenté dans [90]. Ce système propose entre autres un mode de commande dans lequel des contraintes artificielles peuvent être appliquées sur certains axes du bras esclave, dans le but de limiter les mouvements de l'instrument de chirurgie à des trajectoires pré-déterminées. Ce système a notamment expérimenté l'automatisation du geste de suture [91], une opération délicate qui nécessite la réalisation de nœuds.

Les systèmes télé-opérés ont de nombreux avantages, comme la possibilité de régler un facteur de démultiplication des mouvements de la main du chirurgien. Cela permet d'augmenter considérablement la précision des gestes chirurgicaux. On peut également filtrer les tremblements du chirurgien sur la console maître,



Fig. 1.9: Console de commande du système Zeus. *Elle est composée du robot maître et de l'écran vidéo.*

pour augmenter encore la qualité des gestes effectués. Le confort du chirurgien est en outre amélioré, puisqu'il peut réaliser l'intervention en étant assis près de la table d'opération.

Les systèmes télé-opérés sont naturellement adaptés aux opérations sur tissus mous, puisque le chirurgien peut adapter les trajectoires des instruments en utilisant le retour visuel de l'endoscope. C'est le chirurgien qui, en quelque sorte, ferme la boucle de commande du robot esclave grâce aux informations visuelles.

Les exemples les plus connus de robots télé-opérés sont sans doute les robots **Zeus** de Computer Motion [39], et **Da Vinci** [76] fourni par Intuitive Surgical[6]. Ils sont décrits en particulier dans l'état de l'art de la thèse d'A. Krupa [99], qui est repris partiellement ici.

Le système **Zeus** a été développé et introduit à partir de 1996 par la société américaine Computer Motion, Inc. [39]. Il a permis de réaliser les premiers essais dans plusieurs disciplines de la laparoscopie opératoire par télé-opération. Il a aussi été utilisé au cours du premier pontage mini-invasif de l'artère coronaire sur cœur battant, en novembre 1999 à Ontario au Canada [143]. L'institution américaine de protection de la santé « Food and Drug Administration » (FDA) a approuvé son utilisation clinique en septembre 2002 pour l'assistance des interventions de chirurgie laparoscopique, telles l'ablation de la vésicule biliaire (cholécystectomie) ou la suppression de lésions des muqueuses gastro-œsophagiennes.

[6] Les deux entreprises, Computer Motion et Intuitive Surgical, ont fusionné au cours de l'année 2003

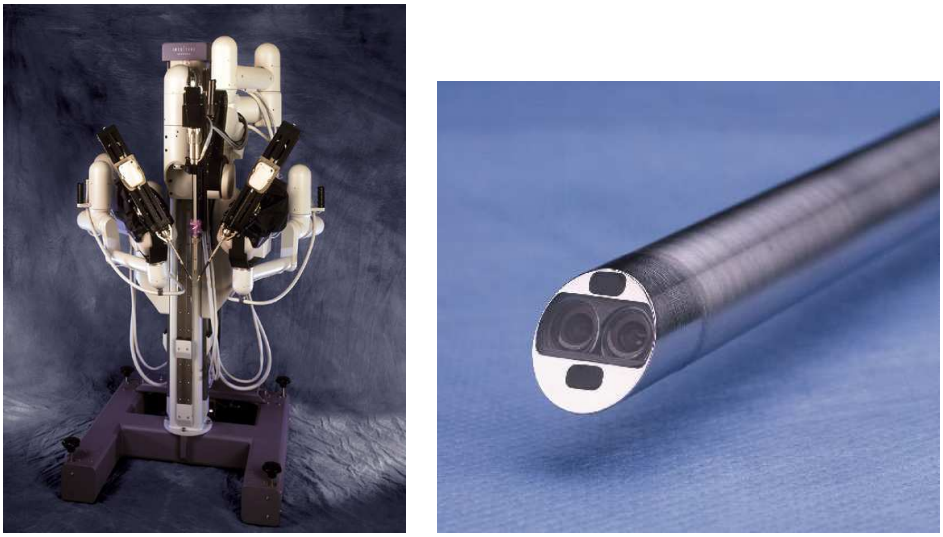


Fig. 1.10: Manipulateurs esclaves du système Zeus.

En septembre 2001, le professeur Marescaux (IRCAD) a télé-opéré ce système depuis New York pour effectuer avec succès une cholécystectomie sur une patiente hospitalisée à Strasbourg [113]. Cette première opération transatlantique, baptisée « Opération Lindbergh », fut réalisable grâce à l'utilisation d'un système de télécommunication à haut débit de France Télécom (10 mégabits/seconde) et à forte redondance pour transmettre les informations nécessaires entre la console de commande et le manipulateur esclave. Le délai entre le geste du chirurgien sur la console maître et le retour visuel du mouvement de l'instrument chirurgical a pu être réduit à 150 ms [63].

Le manipulateur esclave est présenté sur la figure 1.10. Il est composé de trois bras robotiques indépendants dont la géométrie est similaire à celle du bras Aesop décrite plus loin, avec une architecture mécanique basée sur un poignet à axes passifs. Les bras sont fixés sur le bord de la table d'opération ; un bras sert au maintien et au déplacement de l'endoscope (par un système de commande vocale), et les deux autres servent à actionner les instruments de chirurgie.

Le système **Da Vinci** est développé et commercialisé par la société américaine Intuitive Surgical, Inc. [83]. Il a été le premier système de télé-opération en chirurgie mini-invasive à avoir obtenu l'agrément de la FDA en 1997 pour l'assistance du chirurgien. Son usage était alors limité à l'action d'un endoscope rigide et d'instruments endoscopiques peu offensifs dont un instrument de rétractation. En 2000, la FDA autorisa l'utilisation des scalpels, des instruments électriques de cautérisation et d'autres instruments utilisés lors de procédures laparoscopiques, telles que la cholécystectomie. Un dernier agrément a été obtenu en 2002 pour l'assistance d'interventions de chirurgie thoracique non-cardiovasculaire et égale-



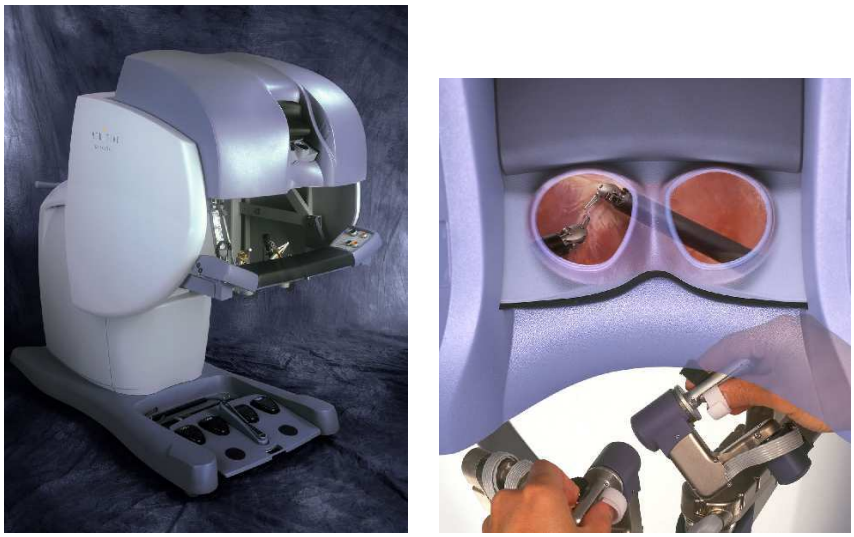
(a) (b)

Fig. 1.11: Manipulateurs esclaves (a) et endoscope à optique stéréoscopique (b) du robot chirurgical Da Vinci.

ment pour des procédures de cardiotomie thoracoscopique (chirurgie du cœur).

À la différence du système Zeus, les trois bras esclaves qui manipulent les instruments de chirurgie et l'endoscope, selon les 4 degrés de liberté autour du point d'incision, sont tous solidaires de la même base et reposent sur une architecture mécanique à centre de rotation déporté (figure 1.11a). La console de commande est en une seule partie, intégrant le manipulateur maître et un système d'immersion visuelle (figure 1.12) : le système Da Vinci a été le premier à proposer au chirurgien une visualisation en trois dimensions de la scène opératoire, à l'aide d'une projection indépendante sur chaque œil des deux images fournies par un endoscope stéréoscopique (Fig. 1.11b). C'est une aide précieuse qui permet d'améliorer le retour visuel du chirurgien. Noter que le robot Zeus propose également une visualisation 3D grâce à un endoscope stéréoscopique (voir figure 1.13b). Le chirurgien doit porter des lunettes spéciales pour retrouver la sensation de vision en relief. Cela lui permet d'apprécier l'amplitude de ses gestes et les distances relatives avec les tissus. Les déplacements de l'endoscope du système Da Vinci sont commandés à l'aide de pédales au niveau de la console de télé-opération.

Une autre différence avec le système Zeus est que la commande manuelle à fournir pour actionner les instruments est plus intuitive avec le système Da Vinci, car les mouvements entre les bras maîtres et les bras esclaves ne sont pas inversés. Le chirurgien peut alors s'affranchir de la contrainte du trocart et par conséquent retrouver virtuellement les conditions de manipulation de la chirurgie ouverte. On notera que ce type de commande du robot esclave (commande dite carté-



(a) (b)

Fig. 1.12: Console maître (a) et détail de l'interface de commande (b) du système Da Vinci.

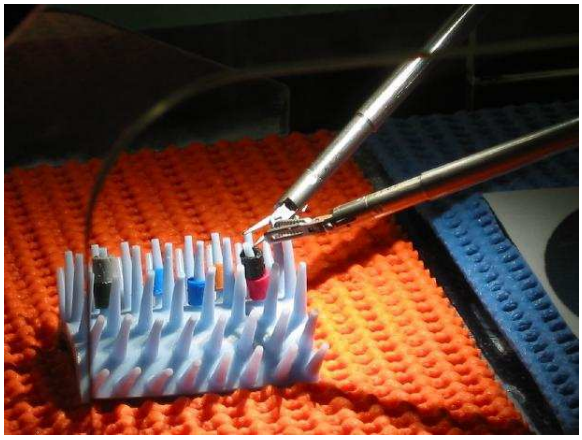
sienne [137]) a été implémenté à la DLR[7] en Allemagne sur un système Zeus modifié.

Pour augmenter la maniabilité des instruments endoscopiques, s'affranchir des contraintes de manipulabilité dues au trocart, et par conséquent améliorer la dextérité du chirurgien à l'intérieur de l'abdomen, il existe également des systèmes micromécaniques qui ajoutent des degrés de liberté supplémentaires à l'extrémité des instruments. Le système Zeus propose par exemple des instruments avec un poignet à 1 degré de liberté plus une pince qui peut être ouverte/fermée à distance (voir figure 1.13a). Sur la figure 1.14 sont représentés quelques instruments (appelés EndoWrist^{TM}) du robot Da Vinci : ils ont un poignet terminal à 3 degrés de liberté (dont la fermeture de la pince), qui est actionné par une transmission par câbles.

Un instrument de chirurgie avec 9 degrés de liberté (dont celui qui permet l'ouverture et la fermeture de la pince terminale), totalement actionné par des câbles, est développé par les auteurs de [82]. En outre, la tête de l'instrument de [119] est rendue mobile grâce à un jeu d'engrenages miniatures.

Les auteurs de [89] proposent un appareil qui combine sur un seul support à la fois le système de commande du chirurgien et l'instrument esclave de laparoscopie. Le robot se présente sous la forme d'un instrument aux extrémités duquel se trouve la pince actionnée par le chirurgien d'une part, et un poignet orientable selon deux directions d'autre part. Le poignet est commandé électriquement par le chirurgien qui peut également fermer ou ouvrir la pince terminale. Le résultat

[7] *Deutsches Labor des Raums*, l'agence spatiale allemande



(a)



(b)

Fig. 1.13: Détails de quelques éléments du système Zeus. *(a) Instruments à dextérité augmentée ; (b) endoscope à optique stéréoscopique.*

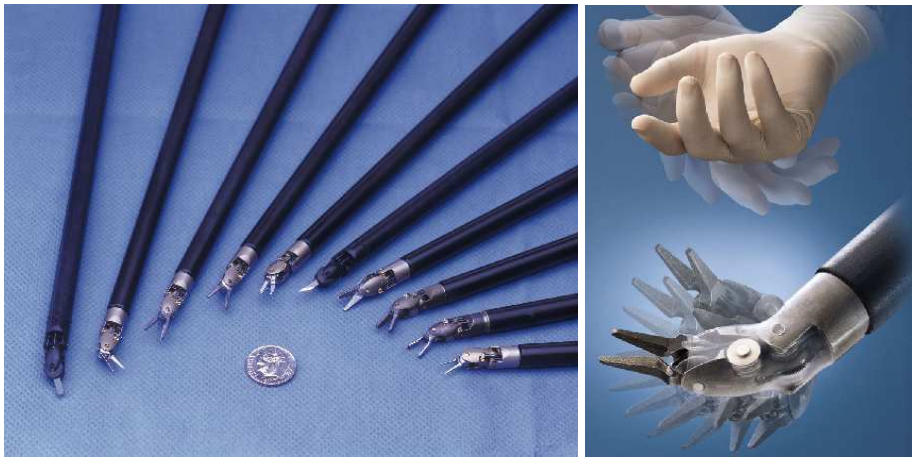


Fig. 1.14: Instruments EndoWrist du système Da Vinci. *Ces instruments ont un poignet qui donne trois degrés de liberté supplémentaires à l'instrument.*



(a) (b)

Fig. 1.15: Le robot de manipulation laparoscopique de l'université de Berkeley [30, 31]. *(a) Bras de manipulation du robot ; (b) détail d'un instrument chirurgical.*

est un système de télé-opération qui, étant donnée la miniaturisation extrême, n'a pas l'encombrement des systèmes habituels. Les auteurs de la publication ont également prouvé la facilité d'utilisation de leur appareil, en réalisant des tâches de suture et de ligature en conditions réelles.

Le système de téléchirurgie de l'**université de Berkeley** en Californie est un système maître/esclave pour la chirurgie laparoscopique [30, 31]. Le manipulateur esclave est basé sur une architecture mécanique à centre de rotation déporté (figure 1.15a). L'instrument qu'il maintient a une tête orientable selon deux degrés de liberté, grâce à un système d'entraînement par câbles et un actionneur hydraulique, qui permettent également de commander l'ouverture et la fermeture de la pince (figure 1.15b).

Une aide sensorielle additionnelle à celle du sens visuel, comme le sens réaliste du toucher (le sens *haptique*), est également d'un grand intérêt pour augmenter les performances des systèmes télé-opérés de chirurgie. En effet, dans les conditions d'opération à invasion minimale, le chirurgien n'a pour seule source d'informations que le retour vidéo. Le bénéfice du sens tactile est de contribuer à rapprocher le chirurgien des conditions traditionnelles de la chirurgie ouverte, pour lesquelles il peut palper les organes et ressentir les contraintes physiques exercées par les tissus sur les instruments.

Le robot de l'université de Berkeley est par exemple commandé à l'aide d'interfaces haptiques PHANTOM de la société Sensable Technologies Inc. [140]. Elles donnent au chirurgien la sensation des efforts qu'il exerce selon 4 degrés de liberté.

Ortmaier *et al.* [137, 141] ont implémenté une commande par retour d'effort sur le système Zeus. Ils ont placé un capteur d'effort miniature à l'extrémité d'un instrument chirurgical. Un scalpel est monté sur la partie sensible du capteur pour mesurer les 3 composantes des efforts exercés. Le manipulateur maître est remplacé par une interface haptique PHANTOM [140] à 6 degrés de liberté en efforts



Fig. 1.16: Le robot de manipulation laparoscopique Black Falcon [109, 110].

pour commander les déplacements du bras esclave.

Le robot **Black Falcon** a été développé pour la chirurgie laparoscopique par Madhani *et al.* [109,110] (voir les photos de la fi gure 1.16). C'est un manipulateur esclave à 8 degrés de liberté qui est construit sur le principe mécanique du centre de rotation déporté. Outre les 4 degrés propres à la manipulation à travers le trocart (les 3 rotations et la profondeur d'insertion de l'instrument), les 4 autres degrés sont trois rotations supplémentaires pour la tête de l'outil à l'intérieur de l'abdomen, et l'actionnement de la pince terminale. Ce robot s'est révélé effi cace dans la réalisation de sutures, diffi ciles à entreprendre avec des instruments conventionnels. Les mouvements de la tête sont réalisés grâce à un ensemble de câbles et de poulies, qui autorisent en même temps la mesure des forces appliquées au poignet par l'intermédiaire des couples exercés. Le bras maître est une interface haptique PHANTOM [140] qui restitue au chirurgien les efforts estimés entre l'instrument et les tissus.

En conclusion, cet état de l'art montre que l'évolution privilégie les systèmes robotiques qui permettent le plus d'interaction entre le chirurgien et le robot. Le point clé est la synergie entre les qualités mécaniques du robot et l'expérience du chirurgien. Ce sont les différentes composantes des robots de chirurgie qui en font un instrument intelligent et d'une grande ergonomie.

Pour terminer, il faut souligner que les systèmes commerciaux qui ont obtenu le plus grand succès sont les systèmes de positionnement d'endoscope. Ces systèmes font offi ce de troisième bras pour le chirurgien et ne sont donc pas téléopérés manuellement. Un paragraphe distinct leur est réservé ci-après.



Fig. 1.17: Le robot Aesop positionneur d'endoscope [39].

1.2.5 Systèmes robotiques de positionnement d'endoscope

Une caméra vidéo munie d'une optique endoscopique est requise pendant les procédures abdominales à invasion minimale, pour pouvoir observer les tissus et les instruments de chirurgie. Les deux mains du chirurgien étant souvent occupées pendant l'intervention, un robot peut aisément jouer le rôle de l'assistant humain pour maintenir et déplacer l'endoscope. L'étude préliminaire a indiqué que l'efficacité et la sécurité des opérations ne sont pas affectées par la substitution du manipulateur humain par un robot, que la stabilité de l'image est améliorée et que la durée de certaines procédures peut être réduite [48, 62, 93, 118].

Cependant, la taille de ces robots, la complexité de leur fonctionnement, et leur coût, limitent en pratique leur utilisation clinique. Comme ils sont généralement posés sur le sol à côté du patient, ils empêchent partiellement l'accès au patient et modifient la géométrie de la salle d'opération. Le développement d'interfaces de commande les plus ergonomiques possibles est donc un point essentiel.

Un robot porte-endoscope doit pouvoir être manipulé sans l'aide des mains, ce qui exclut l'utilisation d'un joystick ou d'un clavier qui exigerait du chirurgien qu'il relâche un instrument. Différents types d'interface de commande ont été développés, la commande vocale [7], la commande par le mouvement des yeux [85] ou de la tête [134], ou par mini-claviers dans la main ou sur l'instrument qui peuvent être manipulés sans relâcher l'instrument.

Un certain nombre de « robots endoscopiques » intégrant de telles interfaces de commande ont été développés [127, 154, 172] et certains sont aujourd'hui des



Fig. 1.18: Le robot positionneur d'endoscope EndoAssist [56].

produits commerciaux, comme **Aesop** [39, 62] de Computer Motion et **EndoAssist** [5] de Armstrong Healthcare.

Aesop[8] a été l'un des premiers outils robotiques à être commercialisé. Il s'agit d'un bras articulé, qui est commandé par la voix du chirurgien [7] (voir la photo de la figure 1.17). Celui-ci s'équipe d'un microphone et un ensemble de mots lui permet d'actionner l'endoscope (comme *move up*, *move left* par exemple). C'est ce robot qui est utilisé pour une partie des expériences réalisées dans ce travail de thèse ; il est présenté de façon détaillée dans la partie 6.1.1, page 118.

Le système **EndoAssist** [5] est développé et commercialisé par la société Armstrong Healthcare [56] (voir la photo de la figure 1.18). Il est basé sur la structure mécanique d'un centre de rotation déporté et a la particularité d'être commandé par les mouvements de la tête du chirurgien. Ce dernier porte un casque léger dont les déplacements sont mesurés par un système de suivi. Après appui sur une pédale de validation, le chirurgien regarde simplement dans la direction où il désire conduire l'endoscope pour provoquer le déplacement du robot.

Berkelman *et al.* [12, 13] ont développé un robot manipulateur d'endoscope, appelé **Ler**[9], qui est compact, actionné par câbles, et qui se place directement sur l'abdomen du patient, au-dessus du trocart dédié à l'optique endoscopique (voir la photo de la figure 1.19). Un avantage du système Ler est sa petite taille et sa

[8] *Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning*
[9] pour *Light Endoscope Robot* en anglais



Fig. 1.19: Le robot Ler de positionnement d'endoscope de Berkelman *et al.*.

position qui n'encombrent pas l'un des côtés de la table d'opération. Ce robot est prévu avec un système à commande vocale.

1.3 Systèmes de commande par asservissement visuel

On a vu précédemment que le chirurgien *ferme* lui-même la boucle de commande pour les systèmes télé-opérés à partir de ce qu'il peut observer sur l'image endoscopique. Les progrès du traitement d'image temps réel permettent aujourd'hui d'envisager des systèmes de commande par asservissement visuel des robots médicaux. C'est dans ce contexte que s'insère ce travail de thèse. Il existe déjà dans ce domaine de nombreux travaux. Ils peuvent se classer suivant deux types d'application :

- les systèmes de déplacement automatique de l'endoscope,
- les systèmes de déplacement automatique des instruments.

1.3.1 Systèmes de déplacement automatique de l'endoscope

On peut dans un premier type d'application guider automatiquement le mouvement de la caméra à partir des seules informations visuelles de la scène opératoire.

Ainsi, dans [172], Russel Taylor *et al.* présentent le concept d'un assistant robotique proposant un mode de guidage par vision. Avec ce système, le chirurgien a la possibilité de désigner un élément anatomique en superposant un curseur sur l'image vidéo. Le curseur est dirigé à l'aide d'une manette qui est montée sur la poignée de l'instrument endoscopique utilisé pour l'intervention. Le système de vision est alors capable de reconstruire par triangulation la localisation 3D de

l'élément organique sélectionné, et de commander le bras support du laparoscope pour centrer l'élément dans l'image endoscopique. La caméra est également maintenue à une distance désirée par rapport à l'organe grâce à un asservissement visuel. Les informations tri-dimensionnelles sont calculées à partir de deux images prises à deux positions différentes le long de l'axe optique de la caméra, si celle-ci est monoscopique, ou bien directement à l'aide d'une caméra stéréoscopique. D'autres stratégies proposent un mode de commande du laparoscope totalement autonome, qui ne nécessite pas la sélection *a priori* d'une zone à centrer par le chirurgien.

Le système développé par Berkelman *et al.* autour du robot Ler sert à positionner l'endoscope avec une orientation et une profondeur d'insertion désirées. Le prototype est basé sur l'utilisation d'un système de localisation optique externe, pour détecter et calculer les positions relatives tri-dimensionnelles du point d'insertion, de l'extrémité de l'endoscope et de l'extrémité de l'instrument chirurgical. Le système de localisation (Polaris, commercialisé par la société NDI [131]) utilise des DELs infrarouges fixées sur les parties extérieures au patient de l'endoscope et de l'instrument, et une caméra infrarouge. L'endoscope est alors capable de suivre les mouvements de l'instrument chirurgical de telle sorte qu'un point donné sur son extrémité reste au centre du champ de vision. La technique de suivi ne dépend pas du contenu des images endoscopiques, mais elle nécessite toutefois l'étalonnage préalable des marqueurs optiques et utilise un système supplémentaire coûteux de recalage temps réel (le système Polaris).

Pour Casals *et al.* [28], c'est l'instrument de travail ou un élément significatif de la scène qui est suivi par asservissement visuel, à l'aide d'un endoscope monoculaire. L'extrémité de l'instrument est marquée avec différentes bandes contrastées pour être localisée de manière robuste dans l'environnement. Le principe utilisé est celui de la détection de lignes droites dans l'image. Les auteurs estiment également l'information de profondeur, à partir de la taille apparente du motif collé dans l'image et connaissant sa taille réelle. Les mouvements détectés servent à guider la trajectoire du robot qui maintient le laparoscope ; ils sont filtrés pour éviter des mouvements cycliques ou trop abrupts de la caméra. Le mode de guidage automatique est proposé également pour un dispositif qui combine plusieurs instruments chirurgicaux [27].

Uecker, Wang *et al.* [183, 186, 187] utilisent quant à eux l'information de couleur de la caméra endoscopique. Ils ont étudié des séquences d'images d'interventions de chirurgie laparoscopique pour calculer la répartition statistique des couleurs observées pour différents instruments et organes. Ils ont alors pu établir un moyen de classifier les pixels de l'image comme faisant partie ou bien d'un instrument ou bien d'un organe ou tissu. L'analyse de la forme des régions de couleur obtenues permet de déterminer ensuite celles qui correspondent à l'instrument à suivre. C'est le chirurgien qui sélectionne la région cible à suivre ; elle est maintenue centrée dans l'image par le robot, à l'aide d'un asservissement visuel 2D.

Wei, Arbter et Hirzinger [188, 189] utilisent également la segmentation des

couleurs de l'image pour extraire l'instrument chirurgical des images de l'endoscope. Une analyse statistique de la distribution des couleurs sur des vidéos laparoscopiques leur a permis de déterminer que la couleur vert est quasi-absente des scènes chirurgicales. Par conséquent, une gaine verte placée au bout d'un instrument permet de suivre ce dernier en temps réel. Les auteurs utilisent en outre un laparoscope stéréoscopique à l'aide duquel ils localisent en trois dimensions l'instrument par rapport au robot support.

1.3.2 Systèmes de déplacement automatique de l'instrument chirurgical

Alexandre Krupa [99] a développé dans sa thèse un système complet d'assistance au geste chirurgical par asservissement visuel, à l'aide d'un robot Aesop. Ici, il ne s'agit plus de déplacer automatiquement l'endoscope, mais un instrument chirurgical. L'instrument est muni de marques optiques et de pointeurs laser. Ce système permet la réalisation des deux tâches suivantes :

- la récupération automatique d'un instrument chirurgical lorsqu'il sort ou qu'il n'est pas dans le champ de vision de l'endoscope. En effet, une difficulté pratique rencontrée par le chirurgien est de pouvoir positionner correctement ses instruments, une fois que l'endoscope a été introduit dans son trocart et qu'il visualise la zone à opérer. Au lieu de pratiquer des mouvements par tâtonnements et à l'aveuglette, le système de commande par vision de Krupa propose au chirurgien d'amener la tête de l'instrument au centre de l'image, de façon automatique et sûre ;
- le positionnement automatique de l'instrument chirurgical. Les images fournies par l'endoscope sont bi-dimensionnelles et ne contiennent donc pas d'informations sur la profondeur et les distances relatives entre les tissus et les instruments. Ce manque d'informations est l'une des difficultés de la laparoscopie, que le chirurgien pallie grâce à son expérience et à sa connaissance des structures internes. Le système de vision proposé permet d'évaluer la distance tri-dimensionnelle qui sépare l'extrémité de l'instrument, de l'organe situé dans son axe ; ceci permet au chirurgien de positionner précisément l'instrument chirurgical par rapport à la zone à opérer. De plus, par asservissement visuel 2D, le système permet au robot de déplacer automatiquement l'instrument vers une position désirée, choisie par le chirurgien à l'aide d'un pointeur sur l'écran vidéo.

Le système de vision de Krupa et son principe sont utilisés pour les expérimentations qui ont été réalisées dans cette thèse ; il est présenté plus en détail dans la partie 2.4.

Notons également que Nakamura *et al.* [129] proposent de guider les déplacements d'un instrument chirurgical maintenu par un robot léger à 4 degrés de

liberté, à l'aide des déplacements d'une petite pastille de couleur sur le cœur. Leur système est repris plus en détail dans la partie 2.2.

1.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté les techniques de chirurgie mini-invasive et un aperçu des systèmes d'assistance au geste chirurgical. Leurs différentes caractéristiques, comme le mode de commande, l'utilisation de la vision 3D, l'intégration du retour d'effort, etc., ont été soulignées. Le tableau 1.1 ci-après reprend en résumé les différents éléments qui ont été abordés.

Tab. 1.1: Conclusion sur les systèmes de robotique chirurgicale et leurs composantes. *Les croix indiquent les éléments intégrés dans le robot.*

Composantes et interfaces de commande	Robots autonomes	Robots synergiques	Robots télé-opérés
Bouton d'arrêt d'urgence	X	X	X
Retour visuel 2D			X
Retour visuel 3D			X
Sensation haptique		X	X
Instruments à dexté-rité augmentée			X
Asservissement visuel			X
Compensation de mouvements			X
Structures mécaniques dédiées	X	X	X

Les systèmes autonomes apparaissent comme les systèmes les plus simples, car ils sont historiquement adaptés de robots industriels. Par contre, les robots synergiques et les robots télé-opérés sont souvent des structures dédiées, assez éloignées de leurs ancêtres industriels. La première vraie synergie entre l'homme et la machine est permise par les robots qui sont directement manipulés par la main du chirurgien grâce à une commande en effort (robots synergiques). Les robots de télé-opération sont de loin les systèmes les plus complexes mais qui permettent la plus grande ergonomie d'utilisation. Ils fonctionnent par l'intermédiaire de flux intenses d'informations avec le patient et le médecin.

Un élément de base des robots télé-opérés est en particulier le système robotique utilisé pour le positionnement du laparoscope. Différents modes de commande de ces robots ont été présentés dans ce chapitre, qui montrent comment augmenter leur ergonomie et leur potentiel d'utilisation.

La compensation des mouvements physiologiques, comme la respiration ou le battement cardiaque, est un problème de premier plan dans une grande majorité d'applications de chirurgie mini-invasive assistée par ordinateur et robotisée. Les robots télé-opérés peuvent potentiellement intégrer des mécanismes de compensation/suivi automatique des mouvements (tableau 1.1).

L'utilisation des robots en chirurgie cardiaque, en particulier, devrait se traduire par des opérations plus fiables, moins risquées pour le patient, avec une plus faible mortalité après l'intervention et une meilleure qualité de vie, surtout pour les personnes d'un âge avancé [14, 135, 150]. Cependant, le mouvement résiduel du cœur (à l'intérieur de la poitrine, ou à l'intérieur de la zone mécaniquement stabilisée) complique et empêche une chirurgie rapide et sûre [57, 94]. Ceci conduit naturellement à l'exigence de la mesure et de la compensation du mouvement du myocarde. Si le système robotique est capable de mesurer et de compenser le mouvement cardiaque de façon fiable, le chirurgien peut alors travailler sur un cœur virtuellement stabilisé et retrouver la sécurité à laquelle il est habitué en chirurgie ouverte classique.

Chapitre 2

Mouvements et déformations physiologiques en chirurgie mini-invasive

Les articulations rendent mobiles les membres du patient et doivent par conséquent être prises en compte dans la préparation d'une intervention orthopédique. Les mouvements respiratoires du patient, les battements de son cœur, pendant l'anesthésie, déplacent ses organes, déforment périodiquement les tissus de son appareil digestif et de sa cage thoracique. Tous ces mouvements, dits physiologiques [174], représentent les mouvements que l'on peut voir à l'extérieur et à l'intérieur du patient. Ils sont propres à chaque patient et ne dépendent pas de l'action chirurgicale elle-même. On distingue essentiellement trois types de mouvements : le mouvement des articulations et le déplacement du corps, qui sont surtout des mouvements externes, et le mouvement respiratoire et les mouvements cardiaques, qui sont principalement internes au patient. Noter également que les mouvements physiologiques peuvent être quelconques dans le cas des articulations, ou bien périodiques, dans le cas des mouvements dus à la respiration ou à l'activité cardiaque.

Dans ce travail, on considère les mouvements physiologiques des patients en chirurgie mini-invasive. Le patient étant anesthésié, il est immobile et ne se déplace pas. On se restreint donc à l'étude des mouvements des organes internes engendrés par la respiration et les battements du cœur du patient.

Dans la première partie du chapitre, on dresse un état de l'art des méthodes de compensation des mouvements dus à la respiration, puis, dans la deuxième partie, on aborde le problème des battements du cœur et de la chirurgie cardiaque, avec un état de l'art des techniques de suivi du cœur battant.

La troisième partie présente différents dispositifs pour la mesure des mouvements physiologiques. Plusieurs méthodes existent selon le type d'application considérée. La mesure peut être utilisée pour recaler le corps ou un membre du patient par rapport à des données préopératoires à l'aide de repères tridimension-

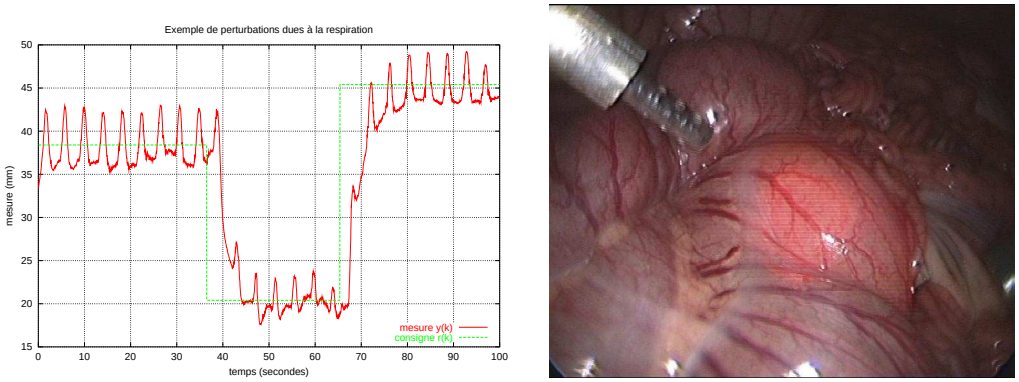
nels rigides. D'autres méthodes utilisent une caméra endoscopique pour suivre en temps réel les mouvements d'organes ou de tissus internes au patient.

Dans la dernière partie du chapitre, on présente les dispositifs expérimentaux qui ont été utilisés dans cette thèse pour la mesure visuelle des mouvements de respiration et des battements cardiaques. Ils reposent sur l'utilisation de marqueurs lumineux actifs.

2.1 Compensation de la respiration

Des travaux récents dans le contexte des tissus mous s'occupent de la détection et de la compensation du mouvement respiratoire pour le traitement du cancer par rayonnement ou par laser. Le but est de délivrer le plus précisément possible le rayonnement, afi n d'éviter de traiter des tissus sains [161]. Des systèmes robotiques automatiques, qui permettent de corriger les mouvements des tumeurs cancéreuses dus à la respiration du malade pendant le traitement, sont déjà utilisés en chirurgie laser [144] ou en chirurgie par radio-fréquences [158].

Le mouvement du foie associé à la respiration est très complexe. Krupa *et al.* [99] avaient pu le mettre en évidence dans leurs travaux sur l'asservissement par vision d'un robot de laparoscopie (voir fi g. 2.1). Suramo *et al.* décrivent le foie comme « l'organe de l'abdomen le plus déplaçable par la respiration normale ou la ventilation standardisée » [167]. Un suivi précis du foie en mouvement nécessite donc un système qui puisse corriger ou tenir compte d'une échelle très complexe de mouvements. Ces mouvements incluent des translations latérales, antério-postérieures et cranio-caudales, ainsi que des déformations des tissus eux-mêmes [37]. Ce mouvement est par exemple un obstacle au placement précis d'une aiguille en chirurgie percutanée.



(a) (b)

Fig. 2.1: Exemple des perturbations induites par les mouvements respiratoires (a) pendant l'insertion d'un instrument guidé par commande par vision (b) en conditions laparoscopiques (photo : A. Krupa [96])

Clifford *et al.* dressent dans leur article [37] un état de l'art des différentes méthodes de caractérisation et de compensation du mouvement du foie dû à la respiration pour la chirurgie assistée par ordinateur. Ils déterminent les limitations et le potentiel d'application des systèmes guidés par imagerie pour les interventions hépatiques percutanées.

Méthodes avec déclenchement suivant le cycle (*respiratory gating*)

Les méthodes avec déclenchement suivant le cycle permettent de faire l'approximation d'un tissu immobile en opérant par intermittence seulement à des points identiques dans le cycle respiratoire. La fin de l'expiration est le point le plus souvent choisi parce qu'il représente la pause naturelle la plus longue dans le cycle. En radiothérapie cette méthode permet de délivrer une dose optimale de radiations à la tumeur tout en minimisant l'exposition des tissus sains voisins.

Cette méthode suppose que le foie réoccupe la même position à des moments équivalents du cycle ou pour un volume équivalent des poumons ; cependant des mesures révèlent que cette hypothèse n'est pas fiable [167], les techniques avec déclenchement synchronisé ne sont donc pas utilisables à l'aveugle, sans assistance par un système d'imagerie ou de surveillance du cycle respiratoire.

Modélisation du mouvement

Une autre approche consiste à modéliser le mouvement du foie pour être capable de prédire la position d'une zone cible à partir d'une séquence d'images déjà acquises. La variabilité du mouvement rend l'établissement d'un tel modèle délicat.

Des exemples de modélisation sont disponibles dans la littérature, notamment [152], où les auteurs travaillent à l'aide d'images IRM tridimensionnelles de l'abdomen prises à sept instants différents du cycle respiratoire (entre autres, le début de l'inspiration et la fin de l'expiration). Ces modèles mettent en œuvre des algorithmes de recalage non-rigide et affine pour calculer le champ de déformation entre les images en niveaux de gris.

2.2 Suivi du mouvement cardiaque

Le mouvement du cœur est le facteur le plus limitant de la chirurgie cardiaque robotisée à invasion minimale [57]. Les problèmes sont similaires à ceux existant avec le mouvement du foie, mais avec des mouvements plus rapides et encore plus complexes. Sermesant *et al.* à Sophia Antipolis, ont développé des modèles de ces mouvements, en combinant les informations visuelles de différentes techniques d'imagerie [160] ; ils ont pu en particulier valider expérimentalement un modèle d'activité électrique, à l'aide d'un cœur de chien [159], mais sans considérer le suivi par un robot.

La compensation du mouvement cardiaque est nécessaire dans la chirurgie à cœur battant. En effet, dans la chirurgie ouverte où le cœur est stabilisé par une pince d'aspiration, il subsiste un mouvement résiduel à éliminer (environ 1,5 à 2 mm [75, 88]). Dans la chirurgie à invasion minimale, le cœur a un mouvement non négligeable à l'intérieur de la cage thoracique qui est dû à ses battements.

La grande majorité des méthodes déjà proposées dans la littérature repose sur la vision artificielle et/ou l'asservissement visuel à l'aide de caméras vidéos. La compensation du mouvement peut en effet être effectuée par le bras robotique lui-même. De façon idéale, le robot se déplace en temps réel afin que l'attitude relative entre la surface du muscle et son effecteur terminal soit maintenue constante. Le cœur est alors virtuellement stabilisé.

Gröger et Ortmaier [73, 136] ont développé un algorithme de vision qui permet de suivre dans une séquence de 25 images/seconde d'un endoscope les déplacements 2D du cœur stabilisé mécaniquement. Ils détectent les mouvements de marques naturelles à la surface du cœur (des éléments de texture). La technique utilisée est le calcul du flot optique. Les auteurs comparent également plusieurs algorithmes du point de vue de leur robustesse aux occlusions partielles de l'image ou aux réflexions spéculaires. Une étude est même menée dans [74] pour reconstruire la structure initiale de l'image en s'affranchissant des réflexions spéculaires. Les algorithmes développés par les auteurs sont utilisés pour prédire les positions futures des marques visuelles. Ces prédictions sont utilisées ensuite comme consignes pour le déplacement d'un robot de type Zeus [137]. La limitation de leur technique de suivi du cœur battant réside dans l'incapacité du robot à effectuer des mouvements rapides (faible bande passante de l'asservissement du robot).

Dans la perspective de réaliser un système de suivi rapide du cœur en mouvement, un modèle adaptatif permettant de prédire les déplacements du cœur est présenté dans [174]. Ce modèle a été établi selon 1 degré de liberté à partir du signal d'amplitude du battement du cœur. La mesure est réalisée à l'aide d'un capteur de déplacement à fibre optique. Cependant, aucun robot n'est encore considéré dans leur application.

Nakamura *et al.* [129] ont posé une pastille sur le cœur pour faciliter la détection du mouvement. Les déplacements du myocarde sont mesurés à l'aide d'une caméra rapide à 955 images/s en mesurant les variations des coordonnées de la pastille dans l'image. La caméra est fixe et guide un robot léger à 4 degrés de liberté spécialement conçu pour être fixé sur l'écarteur sternal. Des essais *in vivo* sur un porc vivant ont permis de démontrer la faisabilité d'une commande par asservissement visuel rapide pour synchroniser les déplacements du robot avec ceux du cœur selon 2 degrés de liberté. Les images de la caméra sont ensuite stabilisées par traitement d'image afin de donner au chirurgien une image immobile du repère du cœur et de l'extrémité du robot [128].

La compensation du mouvement cardiaque en chirurgie à cœur battant est étudiée également par des chercheurs suisses [4] ; leur projet a pour but de dévelop-

per un robot moins encombrant que Zeus ou Da Vinci et d'étudier la possibilité de réaliser une anastomose de façon semi-automatique avec compensation du mouvement.

La société Vista a publié sur son site une brève description de son système de suivi de cœur battant à l'aide de caméras stéréoscopiques de laparoscopie [50], mais sans donner aucun résultat.

Une solution de minimisation de mouvement existe déjà pour la chirurgie robotisée à invasion minimale, proposée par Computer Motion. Leur système contient des capteurs d'accélération qui sont posés à la surface du cœur pour mesurer et compenser le mouvement [185]. C'est ce système qui a été utilisé en 1999 pour le premier pontage coronarien assisté par robot [143] (robot Zeus, voir la page 19)[1].

2.3 Méthodes de mesure des mouvements et déformations physiologiques

Il existe différents types de systèmes de mesure selon le type d'application médicale considérée. Ainsi on utilise des systèmes de recalage temps réel entre des repères de référence tridimensionnels pour repérer les mouvements des os et des articulations, dans le cadre de la chirurgie orthopédique, par exemple, afin de recaler le patient par rapport à une position de référence ou des données pré-opératoires. Lorsqu'il s'agit de suivre en temps réel le mouvement d'organes et de tissus mous et déformables, les techniques de suivi par vision artificielle sont utilisées.

2.3.1 Méthodes par recalage entre repères 3D de référence

La capture en temps réel du mouvement de points d'intérêt est une tâche très importante en robotique chirurgicale, afin de prendre en compte le mouvement externe du patient pendant l'opération par rapport aux planifications pré-opératoires. Au cours des dix dernières années, le problème du mouvement a été étudié par de nombreux groupes de recherche travaillant principalement sur la chirurgie osseuse (chirurgie de la colonne vertébrale [190] et chirurgie de la hanche) et la neurochirurgie [54].

En chirurgie de la hanche par exemple, les repères de référence sont des marques optiques tridimensionnelles, visibles dans l'infrarouge, que le chirurgien vient fixer sur le fémur. En enregistrant la position tridimensionnelle des marques à l'aide d'une caméra spécifique, le chirurgien bénéficie d'un moyen de localiser

[1] la phase critique de l'anastomose, au cours de laquelle l'artère mammaire est connectée à l'artère coronaire, avait cependant été réalisée manuellement.



Fig. 2.2: Système Polaris. *Le système contient des marqueurs infrarouges actifs et une caméra infrarouge (source* NDI *[131]).*

précisément la position de l'articulation. Et surtout, en combinant ces informations à celles données par l'imagerie conventionnelle, le chirurgien est capable de positionner le membre de la façon la plus adaptée à l'intervention. Optotrack et Polaris sont deux exemples de systèmes de localisation externe commercialisés par la société NDI [131] (voir la photo de la figure 2.2).

Les méthodes avec recalage entre repères rigides sont appliquées avec succès pour le guidage d'instruments en chirurgie de la colonne vertébrale et du cerveau (les repères sont alors fixés sur le crâne, voir la figure 2.3). En neurochirurgie elle permettent de réduire la variabilité des gestes entre opérateurs et de diminuer les traumatismes dus à des passages multiples d'aiguilles. Les techniques développées pour les applications neurochirurgicales utilisent des images CT (tomographie) et IRM (imagerie par résonance magnétique) préopératoires qui sont mises en correspondance avec le champ chirurgical par recalage d'image. Pendant la procédure, la position des instruments et des tissus peut ensuite être mise à jour en temps réel sur les images de référence.

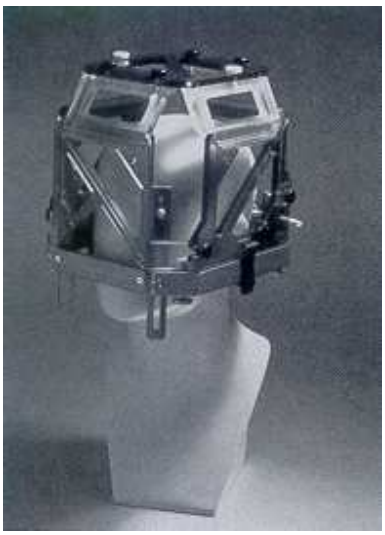


Fig. 2.3: Exemple d'un repère de référence fixé sur la tête d'un mannequin. *Ce repère est utilisé pour le traitement de la maladie de Parkinson (source : Internet).*

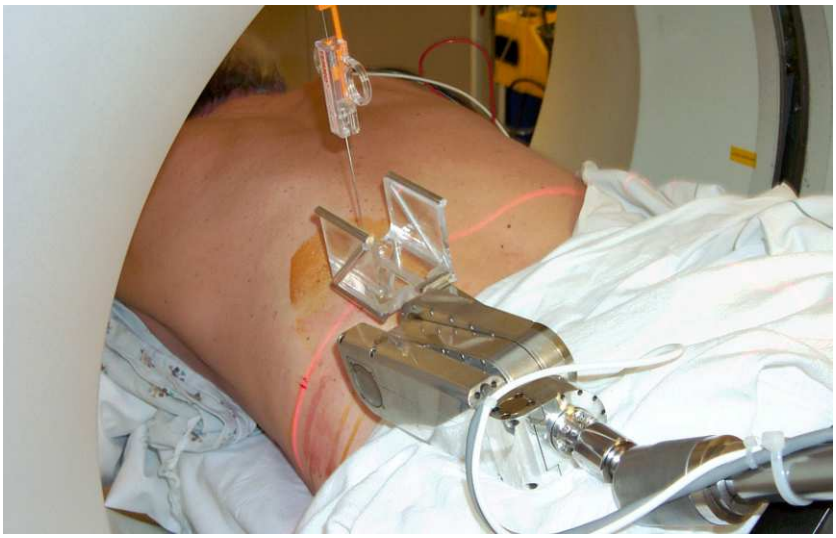


Fig. 2.4: Insertion d'aiguille assistée par le robot Paky sous imagerie scanner [138, 170].

Quelques exemples d'utilisation de repères rigides existent dans le contexte des tissus mous et déformables comme ceux rencontrés en chirurgie digestive. On citera par exemple le robot **Paky**, qui a été développé pour assister le radiologue dans l'insertion percutanée d'aiguille (Taylor *et al.* [166], fig. 2.4). Son organe terminal est muni d'un repère tridimensionnel. Il est destiné au fonctionnement à l'intérieur d'un système scanner pour repérer la position de l'organe terminal et de l'aiguille par rapport aux organes internes du patient (le foie en particulier). On peut citer également les travaux de Maurin *et al.* [115] pour la reconstruction de pose d'un système d'insertion d'aiguille sous scanner.

Des nouvelles techniques de suivi essaient de tirer profit de repères anatomiques naturels pour éviter l'utilisation de marquages artificiels [21, 29].

D'autres méthodes de mesure existent dans le cadre des tissus mous et déformables, où il s'agit de suivre en temps réel leur mouvement. Elles utilisent la vision artificielle et font l'objet du paragraphe suivant.

2.3.2 Méthodes de suivi en temps réel

À l'opposé des méthodes de recalage utilisant des repères rigides, d'autres techniques sont utilisées pour le suivi en temps réel des mouvements des organes internes d'un patient, à partir d'une caméra endoscopique. On distingue principalement deux techniques de mesure, suivant que l'on utilise des primitives *naturelles* ou des primitives *artificielles*.

Primitives naturelles

Par primitives naturelles, on entend des points ou des zones remarquables de l'image, comme par exemple le bord d'un organe, le détail d'une veine sur un tissu, la marque d'une incision, ... Les conditions réelles de la chirurgie rendent très délicate l'extraction robuste de primitives visuelles fiables et exploitables pour la mesure des mouvements physiologiques.

Deux difficultés sont principalement rencontrées pendant une intervention chirurgicale : la complexité de la scène observée et les conditions d'éclairage :

1. Conditions d'éclairage : le chirurgien exige beaucoup de lumière lors de son intervention, car il a besoin de percevoir clairement et sans ombres l'ensemble des tissus et des organes sur lesquels il travaille. Cette exigence est d'autant plus accrue que l'opération est réalisée par les techniques à invasion minimale : comme le chirurgien ne visualise pas directement la scène, il a besoin de la voir le plus clairement possible sur le retour vidéo.

   Pour éclairer l'intérieur de l'abdomen, un puissant faisceau de lumière blanche est transmis par un réseau de fibres optiques à l'intérieur du tube de l'endoscope, et se diffuse à l'extrémité de l'optique, sur sa périphérie. Cette configuration crée une réflexion de lumière importante au centre de l'image. Les régions du bord de l'image sont éclairées de façon plus hétérogène, avec moins d'intensité ou au contraire d'autres réflexions spéculaires (voir par exemple les zones saturées sur la photo de la figure 2.1b).

2. Complexité de la scène : la scène chirurgicale contient des organes et des tissus vivants. Ils ont tous une apparence visqueuse et humide, ce qui accentue les effets de réflexion et de diffusion évoqués précédemment. L'ensemble subit les effets des mouvements de la respiration et/ou des battements du cœur du patient, ce qui modifie en permanence la position et l'intensité des réflexions.

Ces conditions sont peu favorables et nécessitent des algorithmes de traitement d'image complexes. Gröger et Ortmaier à Munich ont relevé ce défi, en proposant des algorithmes de vision capables de suivre dans une séquence vidéo le déplacement d'éléments de texture à la surface du cœur, en s'affranchissant des spécularités [73, 136] (voir la partie 2.2).

L'exploitation des primitives naturelles a quelques avantages importants en chirurgie à invasion minimale : l'espace de travail déjà limité n'est pas encore restreint par les capteurs ou marqueurs additionnels, aucun contact entre le capteur visuel et la surface du cœur n'est nécessaire, et c'est le mouvement de la zone d'intérêt entière qui peut être capturé. Le principal inconvénient avec cette méthode est bien sûr le fait que les algorithmes de vision peuvent facilement être perturbés (surfaces humides diffusantes, spécularités, occlusions ...).

Dans ce travail, on cherche à utiliser des méthodes d'analyse d'image simples

et efficaces, pour valider d'abord et surtout l'approche développée pour la commande. L'utilisation de primitives *artificielles* apporte une solution pratique.

Primitives artificielles

Par primitive artificielle, on entend tout repère visuel qui ne fait pas partie initialement de la scène considérée.

On peut avoir des primitives passives, par exemple des petites marques visuelles (type pastille colorée), que l'on vient apposer sur la surface d'un organe. Cette technique est notamment utilisée par Nakamura *et al.* [128, 129] pour estimer les mouvements du cœur dans une configuration de chirurgie cardiaque à cœur ouvert : une petite pastille est collée sur la membrane externe du cœur et sert à la mesure des mouvements dans les directions horizontales et verticales de la caméra d'observation.

Cette technique a le grand avantage qu'elle permet de simplifier une partie de la procédure de traitement d'image, en ciblant la segmentation sur les marqueurs.

Alexandre Krupa [97, 99] a développé pour sa thèse un système de vision astucieux, autour de pointeurs laser et de DELs miniatures. Ses algorithmes de traitement d'image originaux mettent à profit l'entrelacement de l'image d'une caméra afin de détecter la position des primitives artificielles. Ce système, qui est utilisé pour certaines expériences dans ce travail de thèse, est décrit dans le paragraphe suivant.

2.4 Dispositifs expérimentaux de mesure utilisés dans ce travail

Cette partie décrit les systèmes utilisés dans cette thèse pour mesurer les mouvements dus à la respiration et aux battements du cœur. Le principe de mesure utilisé est celui du suivi en temps réel de primitives visuelles artificielles.

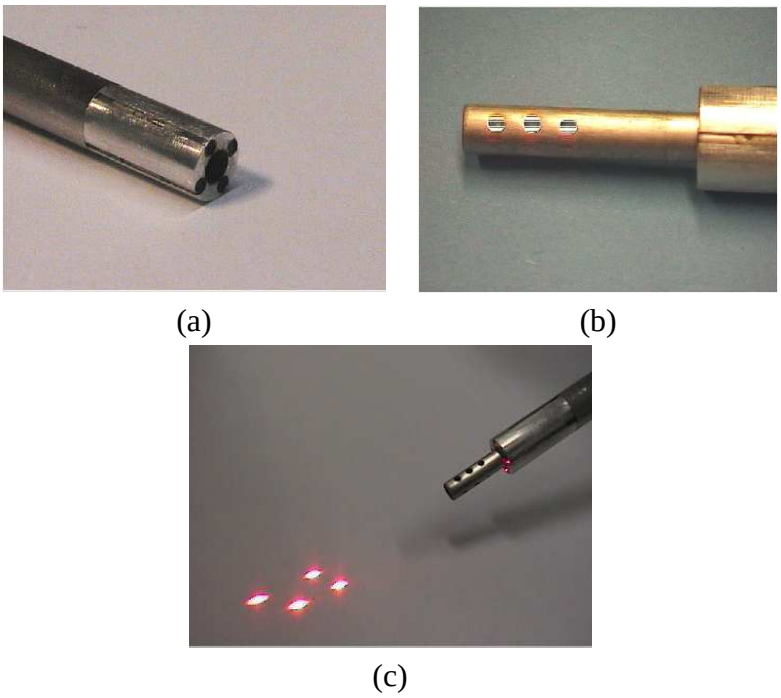
Dispositif pour la mesure du mouvement respiratoire

Le procédé pour la mesure du mouvement respiratoire est celui développé par A. Krupa dans sa thèse sur l'asservissement visuel en laparoscopie [97, 99]. Sa description est reprise brièvement ci-dessous.

Le système combine l'utilisation d'un dispositif miniature de pointage laser et de DELs de technologie CMS[2].

Le dispositif de pointage est logé dans un support mécanique qui est un tube creux en aluminium de 30 cm de longueur. Son diamètre extérieur de 10 mm lui permet d'être inséré dans un trocart standard. Le diamètre intérieur du tube est de 5 mm, espace suffisant pour recevoir un instrument laparoscopique standard

[2] technologie miniature des *composants montés en surface* en électronique



(a) (b)

(c)

Fig. 2.5: Système pour la mesure des mouvements en chirurgie laparoscopique. *Prototype de support d'instrument de chirurgie équipé de 4 pointeurs lasers (a) et extrémité d'un instrument muni de 3 marqueurs optiques (b). Les lasers sont projetés par le support dans l'axe de l'instrument (c).*

également. L'instrument est rendu solidaire de son support une fois inséré à l'intérieur, grâce à un serrage par joints. Sur la figure 2.5a est représentée la tête de ce support, où l'on aperçoit les 4 optiques des pointeurs laser réparties sur la périphérie intérieure du tube. Ces 4 optiques sont des collimateurs miniatures qui sont reliés, par l'intermédiaire de fibres optiques glissées à l'intérieur du tube, à 4 sources laser externes. Ce dispositif sert à projeter un motif laser sur la surface de la scène, dans la direction de l'axe de l'instrument. La projection permet ainsi de marquer visuellement le point de la surface d'un organe ou de tissus, qui est directement aligné avec l'axe de l'instrument (voir la photo de la figure 2.5c).

L'instrument qui est utilisé avec ce support a 3 trous à son extrémité, qui sont espacés chacun de 3,5 mm. Chaque trou est muni d'une DEL miniature de couleur orange (figure 2.5b). Grâce à elles, l'instrument bénéficie d'un marquage optique actif, qui lui permet d'être repérable facilement dans les images endoscopiques.

La caméra est une caméra CCD noir et blanc entrelacée qui est cadencée à 25 images par seconde. Les images ont une taille de 768 par 572 pixels.

La méthode de segmentation des images mise au point dans la thèse d'Alexandre Krupa [99] permet de récupérer en temps réel les coordonnées des primitives visuelles de l'instrument et de son support. Dans la suite de ce document, on adoptera les notations suivantes pour désigner les primitives visuelles associées à

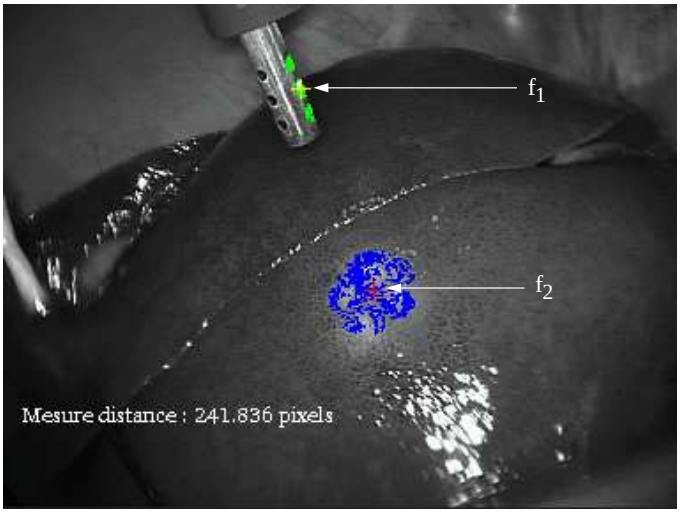


Fig. 2.6: Vue endoscopique avec mesure de la distance en pixels entre l'extrémité d'un instrument et la surface du foie sous-jacent. *La mesure de distance est réalisée grâce aux marqueurs visuels sur l'instrument (point* $\mathbf{f}_1$*) et aux taches laser projetées sur l'organe (point* $\mathbf{f}_2$*).*

cet instrument :

- on désignera par $\mathbf{f}_1$ le barycentre de l'image des marqueurs de l'extrémité de l'instrument et par (f_{1_x}, f_{1_y}) le couple de ses coordonnées dans le repère image ;
- on désignera par $\mathbf{f}_2$ le barycentre de l'image des spots lasers dans la scène. Le couple (f_{2_x}, f_{2_y}) représente ses coordonnées dans le repère de l'image.

Grâce à ces deux points, on peut estimer pour chaque image k la distance relative entre l'organe (ou les tissus) et l'instrument de mesure, que l'on notera $\hat{d}(k)$:

$$\hat{d}(k) = \sqrt{[f_{2_x}(k) - f_{1_x}(k)]^2 + [f_{2_y}(k) - f_{1_y}(k)]^2} \tag{2.1}$$

La distance sera donc exprimée en pixels ; la méthode d'A. Krupa [99] permet aussi de l'évaluer indirectement en millimètres, à partir de chaque image, en exploitant la position particulière des DELs de l'instrument et un invariant projectif. Cependant cette technique apparaît sensible au bruit de segmentation de chaque marqueur, c'est pourquoi la mesure directe en pixels sera privilégiée au cours des tests expérimentaux.

Les variations de la distance $\hat{d}(k)$ sont principalement dues à la respiration dans le cas de la chirurgie laparoscopique (voir la figure 2.6). C'est ce degré de mouvement qu'on propose de compenser par asservissement visuel prédictif d'un robot de chirurgie.

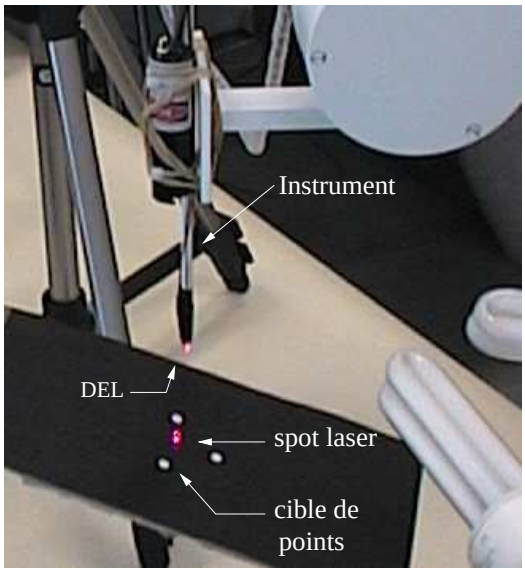


Fig. 2.7: Détail de l'instrument à pointeur laser et marqueur actif. *Une cible de points blancs sur fond noir simule des marques visuelles sur la surface d'un cœur.*

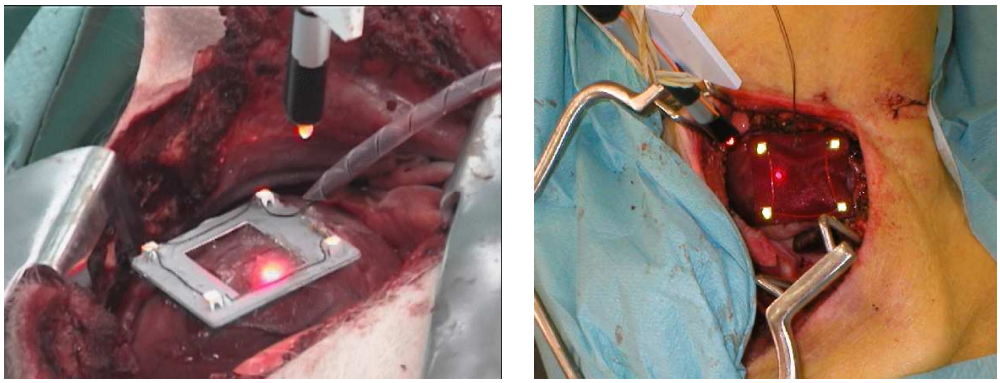
Dispositif pour la mesure des mouvements cardiaques

Le procédé qu'on utilise pour mesurer les mouvements et déformations du cœur battant utilise également des primitives visuelles artifi cielles. On étend ici la mesure à 3 degrés de mouvement en ajoutant des marques optiques sur la surface du cœur.

L'instrument est similaire à celui utilisé pour la mesure du mouvement respiratoire : il s'agit d'un tube avec une DEL sur son extrémité et un faisceau laser projeté selon son axe. La DEL permet de repérer facilement l'instrument dans les images. Le spot laser se projette sur le tissu ou l'organe situé dans le prolongement de l'instrument, ce qui autorise une mesure de la distance qui les sépare dans l'image. On ajoute également des marques lumineuses actives directement à la surface de la zone en mouvement, afi n de pouvoir évaluer ses mouvements relatifs par rapport au spot laser. Dans les expériences de laboratoire, le marquage de surface est simulé à l'aide de points blancs sur fond noir (voir la photo de la fi gure 2.7). Pour les expériences en conditions réelles, on utilise un mini-support rigide en plastique (fi g. 2.8a) ou un mini-support mou en tissu (fi g. 2.8b) sur lequel on fi xe des DELs. Le support est simplement posé ou collé sur la surface du cœur à l'aide d'un adhésif chirurgical. Les primitives visuelles sont détectées à l'aide de fi ltres de détection de contours (fi ltre de Sobel par exemple).

La complexité des mouvements du myocarde requiert une cadence d'échantillonnage visuel élevée, afi n de percevoir les fréquences les plus élevées du mouvement et d'éviter le phénomène de repliement spectral[3]. La fi gure 2.9 montre

[3] D'après le théorème de Shannon, il faut échantillonner au moins deux fois plus vite que la



(a) (b)

Fig. 2.8: Exemple des cibles actives utilisées pour mesurer le mouvement du cœur battant. *(a) Cible lumineuse rigide en plastique ; (b) cible lumineuse sur tissu.*

le détail d'un battement de cœur provenant d'un signal enregistré en conditions réelles dans la partie 6.2.5, page 158. Il contient des transitions très rapides de l'ordre de $0,03$ s qui ne sont pas mesurables à la fréquence standard de 25 Hz.

La caméra utilisée pour l'observation du cœur est une caméra rapide Dalsa [42]. Il s'agit d'une caméra CCD noir et blanc analogique avec 255 niveaux de gris, capable d'acquérir jusqu'à 955 images de 256 x 256 pixels par seconde (fig. 2.10). Le signal est numérisé par une carte d'acquisition installée sur le bus PCI d'un PC tournant sous un système d'exploitation temps réel. Le driver de la carte a été modifié au laboratoire afin de réduire le transfert des images à de petites zones d'intérêt sélectionnées à l'intérieur de l'image entière (Fig. 2.11). Le transfert s'effectue à 100 Mo/s grâce à 4 bus LVDS cadencés à 25 MHz et connectés en parallèle. Le transfert est déclenché périodiquement à la fréquence choisie par un signal de synchronisation généré par la carte. La fin du transfert sur la carte génère ensuite une interruption matérielle Vertical Blank qui déclenche le transfert final vers la mémoire centrale pour leur traitement et le calcul de la commande. L'ordinateur hôte du système est un bi-processeur Intel Xeon cadencé à 2,4 GHz fonctionnant sous RTLinux. La caméra est montée sur un support fixe et reste statique pendant les expériences. L'optique a une focale de 16 mm.

On peut mettre à profit les interruptions générées par la carte d'acquisition pour synchroniser très précisément l'acquisition des imagettes, leur traitement et le calcul des commandes. La caméra est utilisée dans la partie expérimentale de ce travail à une cadence de 500 images par seconde, soit une période d'échantillonnage T_e de 2 ms.

Le traitement en temps réel des imagettes permet de définir pour chaque image k les points suivants :

– $\mathbf{f}_1$, le barycentre de l'image du marqueur de l'extrémité de l'instrument ;

plus haute fréquence contenue dans le signal

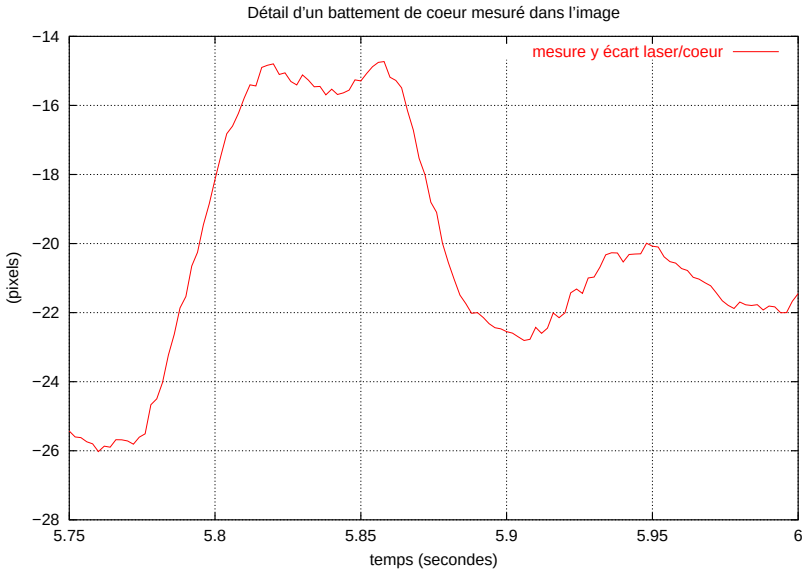
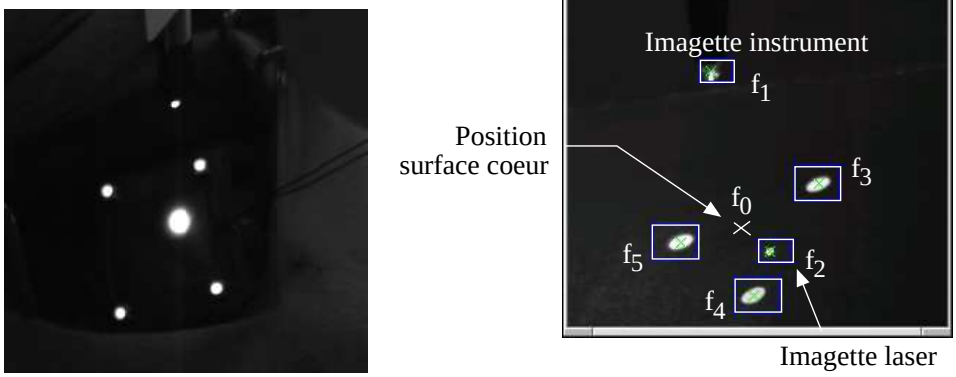


Fig. 2.9: Détail d'un battement de cœur enregistré en conditions réelles (le signal complet est la figure 6.42 page 160). *Les variations d'amplitude ont une durée typique de* $0,03$ *secondes.*



Fig. 2.10: Caméra rapide Dalsa Vision. *Cette caméra est capable d'acquérir jusqu'à 955 images de 256 x 256 pixels par seconde. Elle est pilotée en temps réel par un driver sous* RT-*Linux.*



(a) (b)

Fig. 2.11: Le transfert des images de la caméra rapide est limité à des petites régions d'intérêt. *(a) Les imagettes sont positionnées autour des zones de fort contraste dans l'image entière. (b) Délimitées par un rectangle, les imagettes suivent ensuite en temps réel le mouvement des primitives visuelles qu'elles entourent, ici le marqueur de l'extrémité de l'instrument, le spot laser et trois marqueurs de la surface simulée du cœur. Le point virtuel* $\mathbf{f}_0$ *est le centre de gravité des centres des imagettes des marqueurs de la surface.*

(f_{1_x}, f_{1_y}) sont ses coordonnées dans le repère image ;

- $\mathbf{f}_2$, le barycentre de l'image du spot laser dans la scène. Le couple (f_{2_x}, f_{2_y}) représente ses coordonnées dans le repère de l'image ;
- $\mathbf{f}_3$, $\mathbf{f}_4$, $\mathbf{f}_5$, …, le barycentre des images des marqueurs de la surface du cœur. Leurs coordonnées dans le repère image sont les couples (f_{3_x}, f_{3_y}), (f_{4_x}, f_{4_y}), (f_{5_x}, f_{5_y}), … ;
- $\mathbf{f}_0$ le centre de gravité dans l'image de tous les points $\mathbf{f}_3$, $\mathbf{f}_4$, $\mathbf{f}_5$, … marquant la surface du cœur. Ses coordonnées sont (f_{0_x}, f_{0_y}) et représentent la position dans l'image de la surface du cœur.

Grâce à ces définitions, on peut estimer pour chaque image k au total 3 degrés de mouvement $(\hat{d}(k), \hat{x}(k), \hat{y}(k))$ du cœur par rapport à l'instrument (voir la figure 2.12) :

- la distance relative entre l'organe ou les tissus et l'instrument de mesure, que l'on notera $\hat{d}(k)$, est calculée comme

$$\hat{d}(k) = \sqrt{[f_{2_x}(k) - f_{1_x}(k)]^2 + [f_{2_y}(k) - f_{1_y}(k)]^2}. \tag{2.2}$$

  Elle est exprimée en pixels ;
- l'écart selon la direction horizontale de l'image entre la position du cœur

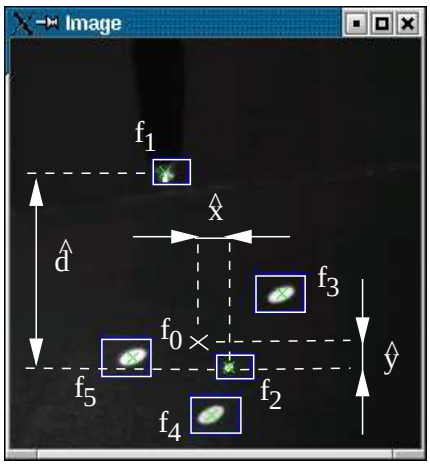


Fig. 2.12: Mesures des mouvements du cœur. *On considère trois degrés de déformation dans l'image : $\hat{d}$, $\hat{x}$ et $\hat{y}$.*

(le point $\mathbf{f_0}$) et celle du spot laser (le point $\mathbf{f_2}$). On note $\hat{x}(k)$ cet écart et on le calcule comme :

$$\hat{x}(k) = f_{2_x}(k) - f_{0_x}(k). \tag{2.3}$$

Il est exprimé en pixels ;

– l'écart selon la direction verticale de l'image entre la position du cœur (le point $\mathbf{f_0}$) et celle du spot laser (le point $\mathbf{f_2}$). On note $\hat{y}(k)$ cet écart et on le calcule comme :

$$\hat{y}(k) = f_{2_y}(k) - f_{0_y}(k). \tag{2.4}$$

Il est exprimé en pixels.

Les variations de ces mesures à la surface du cœur sont dues à la combinaison de la respiration et des battements électro-mécaniques propres du myocarde. Ce sont ces trois degrés de mouvement qu'on propose de compenser par asservissement visuel prédictif d'un robot de chirurgie.

2.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté la notion de mouvement physiologique en chirurgie. Différentes techniques de mesure existent en chirurgie osseuse, neurologique, chirurgie laser, chirurgie cardiaque, digestive, qui utilisent des mesures par vision pour recaler le patient par rapport à des données pré-opératoires, ou pour suivre en temps réel le mouvement de ses organes internes. Les dispositifs utilisés dans cette thèse pour la mesure des mouvements respiratoires et des mouvements du cœur en conditions chirurgicales ont été décrits. Ils sont basés sur la détection visuelle de marqueurs lumineux actifs.

Chapitre 3

Commande prédictive

Les robots de chirurgie ont une bande passante limitée, et les perturbations observées sont connues et contrôlées par les appareils médicaux externes qui assurent l'anesthésie du patient. Le principe de la commande prédictive a été retenu dans le cadre de cette thèse, pour sa capacité à prendre en compte la dynamique du robot et ses retards éventuels, ainsi qu'un modèle de perturbation.

La commande prédictive (MPC[1]) est née à la fi n des années 1970 et s'est considérablement développée depuis, à la fois dans la communauté de la recherche en automatique et dans l'industrie. La raison de ce succès peut être attribuée au fait que la commande prédictive est peut-être la façon la plus générale de poser le problème de la commande de procédés dans le domaine temporel. En effet, sa formulation intègre des concepts tirés de la commande optimale, la commande stochastique, la commande de systèmes à temps morts, la commande avec modèle interne, la commande multivariable et prend en compte les références futures lorsqu'elles sont disponibles. Un avantage de la commande prédictive est que, grâce à l'horizon de commande fi ni et au modèle du système, des contraintes, et même des processus non linéaires et/ou variant dans le temps, peuvent être considérés en pratique.

Dans ce chapitre on présente le principe de la commande prédictive en général, puis on aborde de façon détaillée la commande prédictive dite généralisée (GPC), pour les systèmes linéaires multivariables et sans contraintes. La fi n du chapitre illustre le comportement de cette loi de commande dans un exemple de simulation d'asservissement de position.

[1] pour *Model Predictive Control*, en anglais

3.1 Introduction à la commande prédictive

Le terme de *commande prédictive* ne désigne pas une stratégie de commande spécifique mais un ensemble de méthodes de l'automatique qui utilisent explicitement un modèle du processus à commander, afin d'obtenir le signal de commande par la minimisation d'une fonction de coût. Ces méthodes donnent des correcteurs linéaires qui ont pratiquement tous la même structure et qui se basent tous plus ou moins sur les idées suivantes :

- utilisation d'un modèle pour prédire les sorties du procédé à des instants futurs (notion d'*horizon de prédiction*) ;
- calcul de la séquence des commandes qui minimise une fonction de coût dans le futur (notion d'*horizon de commande*) ;
- à chaque instant d'échantillonnage, l'horizon de prédiction est déplacé vers le futur, et seule la première des commandes calculées est effectivement appliquée au système (notion d'*horizon fuyant*).

De nombreuses applications de la commande prédictive sont utilisées avec succès actuellement, dans l'industrie « lourde » mais aussi dans des domaines très divers comme les robots manipulateurs [104, 105] ou l'anesthésie clinique [106]. Des applications dans l'industrie du ciment, des tours de séchage et les bras robotiques sont décrites dans [33] ; M'Saad *et al.* décrivent en particulier dans [125] un problème de commande adaptative impliquant un bras robotique flexible ; la loi de commande qu'ils utilisent consiste en une combinaison judicieuse de commande prédictive généralisée et de la méthode de placement de pôle. Le développement de commandes pour des colonnes à distillation, des centrales thermiques ou des générateurs de puissance est présenté dans [145, 148]. La bonne performance de ces applications montre la capacité de la commande prédictive à donner des correcteurs très efficaces et faciles à régler.

La commande MPC présente un certain nombre d'avantages, par rapport aux autres méthodes, parmi lesquels on trouve :

- son principe très intuitif et le réglage relativement facile de ses paramètres la rendent accessible aux personnes avec des connaissances limitées en automatique ;
- elle peut être utilisée pour commander une grande variété de processus, ceux avec des dynamiques simples à ceux plus complexes, par exemple les systèmes à grand retards, à phase non minimale ou instables ;
- le cas multivariable se traite facilement ;
- elle est capable intrinsèquement de compenser les retards et les temps morts ;
- le correcteur obtenu est une loi de commande linéaire facile à implémenter et qui requiert peu de temps de calcul ;
- le traitement de contraintes sur le système à commander peut être inclus

systématiquement dans la définition du correcteur ;
– elle est très utile lorsque les consignes ou trajectoires à suivre sont connues à l'avance (ce qui est le cas par exemple dans la commande de robots industriels ou dans certains processus industriels) ;

Bien sûr, il y a aussi quelques désavantages. L'un d'eux est que, bien que le correcteur obtenu soit simple à programmer, son obtention est beaucoup plus complexe que pour les correcteurs de type PID classiques. Si la dynamique du procédé ne change pas, le calcul du correcteur se fait à l'avance, hors-ligne, mais dans le cas d'une commande adaptative, un nombre important de calculs doit être mené à chaque instant d'échantillonnage. Lorsque des contraintes sont considérées, le nombre des calculs nécessaires est encore plus grand. Bien que, avec l'énorme puissance des ordinateurs actuels, ce problème tende à s'estomper, il subsiste lorsque l'application nécessite des fréquences d'échantillonnage très élevées, notamment dans les applications de recherche en asservissement visuel rapide de robots (voir par exemple la thèse de J. Gangloff [60]). De plus, dans l'industrie, les systèmes de contrôle et de commande sur lesquels fonctionnent les correcteurs ont habituellement d'autres tâches à accomplir, comme la gestion d'alarmes, l'enregistrement de données, les communications avec les autres systèmes et les opérateurs, ce qui réduit les ressources disponibles pour le correcteur.

Enfin, le plus grand des inconvénients est le besoin d'un modèle approprié du système. L'algorithme de calcul du correcteur prédictif se base sur une connaissance *a priori* de ce modèle, il est donc évident que les bénéfices obtenus avec la commande prédictive sont affectés par les écarts qui peuvent exister entre le processus réel et le modèle utilisé.

3.2 Aperçu historique

L'ouvrage de Camacho & Bordons [25] montre l'évolution de la commande prédictive à travers différents courants.

Dès la fin des années 1970, de nombreux articles montraient déjà l'intérêt de la commande prédictive dans l'industrie. Les publications de Richalet *et al.* [147, 148] présentaient la commande prédictive dite heuristique (MPHC ou Model Predictive Heuristic Control en anglais), qui fut connue plus tard sous le nom de commande algorithmique (MAC ou Model Algorithmic Control en anglais) [25] ; les articles de Cutler et Ramakter [41] présentaient la commande matricielle dynamique (DMC ou Dynamic Matrix Control en anglais). Les deux algorithmes utilisaient explicitement le modèle de la réponse impulsionnelle du système (MAC) ou de la réponse indicielle (DMC), pour prédire l'effet sur la sortie des commandes futures. Celles-ci étaient calculées par la minimisation de l'erreur prédite, qui était répétée à chaque période d'échantillonnage avec les dernières mesures fournies par le processus. Ces formulations étaient heuristiques et algorithmiques et tiraient parti du potentiel croissant des ordinateurs de l'époque. Le principe de l'horizon

fuyant, l'une des idées centrales de la commande MPC, fut quant à lui proposé en 1963 par Propoi [142] dans le cadre du « retour optimal en boucle ouverte », et a été largement repris ensuite dans les années soixante-dix.

Une autre ligne de travail est apparue autour des idées de la commande adaptative [124], avec des stratégies qui ont été développées essentiellement pour des processus mono-variables dans le formalisme des fonctions de transfert. On citera entre autres la commande PBSTC (Predictor-Based Self-Tuning Control de Peterka [139]) ; son principe est de minimiser, pour les valeurs prédites les plus récentes, l'espérance mathématique d'un critère quadratique sur un horizon de commande donné (fini ou asymptotiquement infini). La commande EHAC (Extended Horizon Adaptive Control) de Ydstie [194] est une méthode dans laquelle on essaie de maintenir les sorties futures (calculées par une équation diophantienne) proches de la référence pendant un certain laps de temps après le retard du système. La commande EPSAC (Extended Prediction Self Adaptive Control) de De Keyser *et al.* [46] propose un signal de commande constant à partir de l'instant courant en utilisant un prédicteur sous-optimal, au lieu de résoudre une équation diophantienne. La commande GPC développée par Clarke *et al.* en 1987 [35] est également apparue dans ce contexte. Cette commande applique des idées de la commande GMV (Generalized Minimum Variance [34]) et est sans doute la plus populaire actuellement. Elle est à la base de ce travail de thèse et est détaillée dans le paragraphe 3.4. De nombreuses autres formulations de correcteurs prédictifs se basent sur les mêmes idées. On trouve entre autres la commande PFC (Predictive Functional Control [146]) ou encore la commande UPC (Unified Predictive Control [163]).

La commande MPC a également été formulée dans l'espace d'état [122]. Ceci permet non seulement d'utiliser des théorèmes bien connus de la théorie de la représentation d'état, mais facilite aussi la généralisation de la commande à des cas plus complexes tels que les systèmes avec des perturbations stochastiques et du bruit dans les variables mesurées. Les techniques d'estimation d'état provenant de la commande optimale stochastique peuvent être utilisées pour le calcul des prédictions [102]. Cette perspective aboutit à des règles simples de réglage pour assurer la stabilité et la robustesse du correcteur. On peut interpréter le correcteur MPC comme étant basé sur un observateur d'état : sa stabilité, performance et robustesse sont alors déterminées par les pôles de l'observateur (qui sont directement fixés par des paramètres ajustables) et les pôles du régulateur (qui sont déterminés par les horizons, les pondérations, etc.). Une analyse des caractéristiques inhérentes de tous les algorithmes MPC (en particulier de la commande GPC) du point de vue de la théorie de la commande optimale linéaire quadratique gaussienne se trouve dans l'ouvrage de Bitmead *et al.* [15].

Note sur la stabilité

Les premiers travaux sur le GPC (Mohtadi [120]) avaient prouvé quelques théorèmes de stabilité spécifiques à l'aide de relations d'état, et avaient étudié l'influence des polynômes de filtrage sur l'amélioration de la robustesse. La commande MPC s'est révélée être une méthode robuste de commande dans beaucoup d'applications, mais le manque de résultats généraux de stabilité pour les correcteurs à horizon fini fuyant a été vite reconnu comme un inconvénient. Les années 1990 ont vu naître une nouvelle ligne de travail, avec principalement deux méthodes, CRHPC (Clarke et Scattolini [36]) et SIORHC (Mosca *et al.* [123]). Elles ont été développées de manière indépendante et leur stabilité a été prouvée grâce à des contraintes d'égalité terminales sur la sortie après un horizon fini. Ayant le même objectif en tête, Kouvaritakis *et al.* [95, 153] ont présenté le GPC *stable*, une formulation qui garantit la stabilité en boucle fermée grâce à une stabilisation du procédé avant la minimisation de la fonction d'objectif (voir aussi [25]).

Ce bref aperçu des différents courants de la commande prédictive montre qu'elle est vouée à un développement large dans de nombreux domaines d'applications. Noter, enfin, que le MPC est encore un domaine important de recherche et que de nouvelles applications voient le jour constamment. À titre indicatif, la dernière conférence ECC 2003 [66] à Cambridge en Angleterre a consacré 5 sessions à ce domaine de recherche.

3.3 Stratégie de la commande prédictive

La stratégie de la commande prédictive est très similaire à la stratégie utilisée pour la conduite automobile. Le conducteur connaît la trajectoire de référence désirée (le tracé de la route) sur un horizon de commande fini (celui de son champ visuel), et en prenant en compte les caractéristiques de la voiture (modèle mental du comportement du véhicule), il décide quelles actions (accélérer, freiner ou tourner le volant) il faut réaliser afin de suivre la trajectoire désirée. Seule la première action de conduite est exécutée à chaque instant, et la procédure est répétée à nouveau pour les prochaines actions. Noter que lorsqu'on recourt à des schémas de commande classiques, comme les PID, les commandes sont calculées à partir des erreurs passées et de l'erreur courante. Si l'on étend l'analogie de la conduite automobile [114], la technique PID serait alors équivalente à conduire une voiture en utilisant seulement ce qui se passe juste devant la voiture (accès à la mesure courante) et le rétroviseur (mesures passées). Mais l'analogie est un peu sévère, car la commande MPC a besoin en réalité de beaucoup plus d'informations que le PID (la trajectoire à suivre par le système, et un modèle de ce système). Et si un point situé dans le futur sur la trajectoire de référence est utilisé comme consigne pour le PID, alors les différences entre les deux stratégies sont moins grandes.

3.3.1 Principe général

Le principe général de tous les correcteurs de la classe prédictive se caractérise par la stratégie suivante, représentée sur la fi gure 3.1 :

1. les sorties futures sur un horizon déterminé de taille N, appelé l'*horizon de prédiction*, sont prédites à chaque instant k à l'aide du modèle du processus. Ces prédictions sont notées $y(k+j|k)$, avec $j = 1, \ldots, N$, pour indiquer la valeur de la sortie à l'instant $k+j$ calculée à l'instant k. Elles dépendent des valeurs connues jusqu'à l'instant k (entrées et sorties passées) et des commandes futures $u(k+j|k)$, $j = 0, \ldots, N-1$, qui sont celles à envoyer au système et qui doivent être calculées ;
2. l'ensemble des commandes futures est calculé en optimisant un critère déterminé pour garder le process aussi proche que possible de la trajectoire de référence $r(k+j)$. Ce critère prend généralement la forme d'une fonction quadratique des erreurs entre le signal de sortie prédit et les consignes futures. L'énergie de commande est incluse dans la fonction de coût dans la plupart des cas. Une solution explicite peut être obtenue si le critère est quadratique, le modèle linéaire et s'il n'y a pas de contraintes, sinon une méthode d'optimisation itérative doit être utilisée. Des hypothèses sont également faites sur la structure de la loi de commande future, comme par exemple qu'elle sera constante à partir d'un instant donné (*horizon de commande*).
3. La commande $u(k|k)$ est envoyée au système et les autres valeurs de commande sont oubliées, parce qu'à l'instant d'échantillonnage suivant la mesure $y(k+1)$ est déjà connue et que l'étape n^{o}1 est répétée avec cette nouvelle valeur, toutes les séquences étant mises à jour. Alors on calcule la commande $u(k+1|k+1)$, qui est différente de $u(k+1|k)$ en principe à cause des nouvelles informations prises en compte.

L'algorithme d'optimisation est une partie fondamentale de la stratégie car c'est lui qui fournit les commandes. Si la fonction de coût est quadratique, son minimum peut être obtenu comme une fonction (linéaire) explicite des entrées et sorties passées et des consignes futures. La taille du problème d'optimisation dépend du nombre de variables et des horizons de prédiction et est en général relativement modeste (calcul de la pseudo-inverse d'une matrice par exemple). En présence de contraintes par contre (contraintes d'inégalité sur les commandes ou les sorties), la solution s'obtient numériquement à l'aide d'algorithmes beaucoup plus coûteux en temps de calcul.

3.3.2 Modélisation du système

Pour l'implémentation de la stratégie prédictive, la structure de base de la fi - gure 3.2 est mise en œuvre. Un modèle sert à prédire les futures sorties du système,

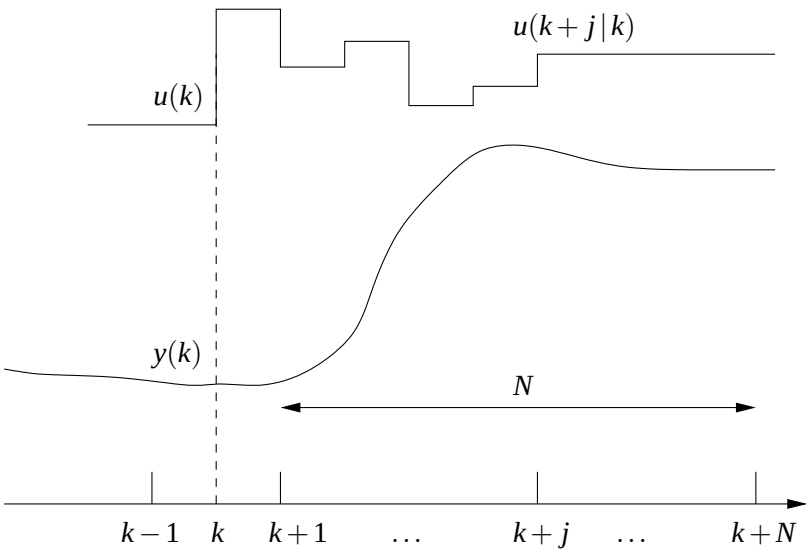


Fig. 3.1: Stratégie de la commande prédictive (d'après [25]). *La séquence des commandes optimales futures $u(k+j|k)$ est calculée sur un horizon de taille N.*

grâce aux valeurs courantes et passées de la commande et aux commandes optimales futures. Ces dernières sont calculées par une méthode d'optimisation, qui prend en compte la fonction de coût (qui dépend aussi des consignes futures), et éventuellement des contraintes.

Le modèle du système joue donc un rôle central dans le correcteur. Le modèle choisi doit être capable de rendre compte de la dynamique du processus pour prédire précisément les sorties futures et aussi doit être simple à implémenter et à comprendre. Tous les algorithmes de commande MPC ne diffèrent entre eux que par le modèle utilisé pour représenter le procédé et les bruits, et par la fonction de coût à minimiser.

Les modèles les plus souvent considérés, particulièrement dans l'industrie chimique (Garcia *et al.* [61]), sont ceux qui utilisent les réponses impulsionnelle ou indicielle. La réponse impulsionnelle du système est relativement simple à obtenir car elle requiert uniquement la mesure de la sortie lorsque le système est excité par une impulsion. L'autre modèle, qui se base sur la réponse indicielle du système, est obtenu à l'aide des sorties du système lorsque l'entrée excitante est un échelon. Mais les limitations résident dans le fait que seuls des systèmes stables en boucle ouverte sont identifiables de cette façon.

La description du procédé sous forme de fonction de transfert est la plus répandue, car elle permet de décrire un grand nombre de systèmes. On trouve également des formulations de la commande prédictive utilisant la représentation d'espace d'état, qui décrit facilement les systèmes multivariables.

D'autres modélisations existent encore, qui incluent un modèle du bruit et des perturbations (modèles stochastiques).

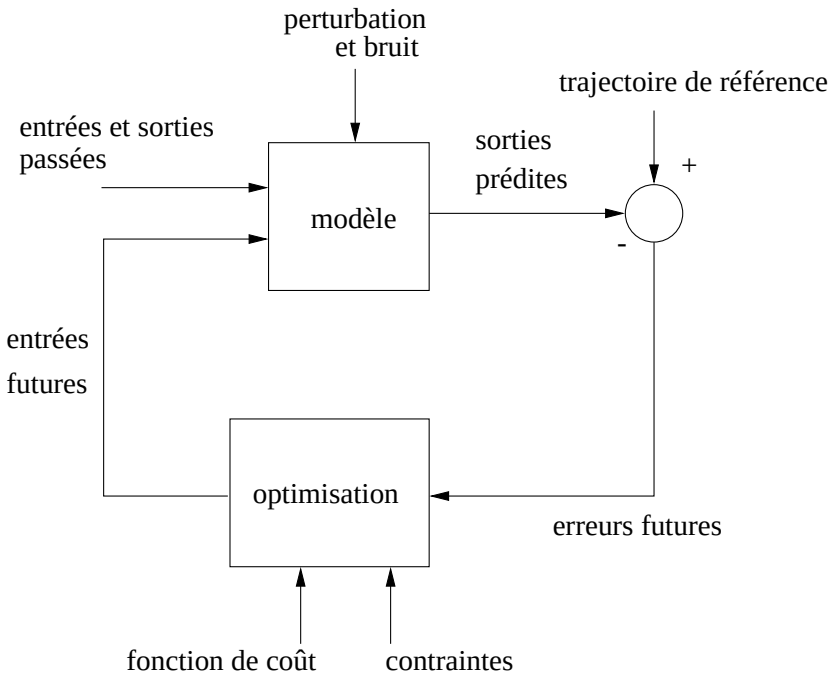


Fig. 3.2: Structure de base de la commande prédictive (d'après [25]). *Les différentes approches se différencient par le type de modèle qu'elles utilisent, ainsi que par la forme de la fonction de coût et la prise en compte ou non de contraintes.*

3.4 Commande prédictive généralisée (GPC)

Proposée par Clarke et al. [35] en 1987, la commande prédictive généralisée (GPC[2]) est devenue l'un des algorithmes de commande prédictive les plus répandus. Cette partie du chapitre développe, en détails, la procédure générale pour obtenir la loi de commande GPC et ses principales caractéristiques.

Elle a été très tôt implémentée, avec succès, dans de nombreuses applications industrielles [33], et a montré de bonnes performances et un certain degré de robustesse. Elle peut traiter beaucoup de problèmes de commande pour une large étendue de systèmes et met en jeu un nombre raisonnable de paramètres, que l'utilisateur doit spécifier en fonction de sa connaissance *a priori* du procédé à commander et de ses objectifs de commande.

L'idée à la base de la commande GPC est de calculer une séquence de commandes futures de telle façon qu'une fonction de coût à plusieurs composantes soit minimale sur un certain horizon de prédiction. L'indice à optimiser est une fonction quadratique qui mesure la distance entre la sortie prédite du système et une séquence de référence, plus une fonction quadratique qui mesure l'effort de commande.

Les spécificités de la commande GPC sont l'existence d'une solution optimale

[2] ou *Generalized Predictive Control* en anglais

analytique (en l'absence de contraintes), le fait qu'elle soit compatible avec des systèmes instables ou à phase non minimale, et enfi n la notion d'horizon de commande et d'incréments de commande.

On notera qu'on peut également défi nir le GPC comme étant une version simplifi ée du correcteur LQG (*Linear Quadratic Gaussian*). Ils ont en commun la minimisation d'une fonction de coût dépendant de l'intégrale de l'erreur au carré et de l'énergie de la commande. La différence réside dans le fait que, pour le GPC, cette fonction est minimisée sur un horizon fi ni fuyant, tandis que pour le LQG, cette minimisation est faite sur un horizon qui s'étend jusqu'à l'infi ni [15, 51].

3.4.1 Mise en équation du système

Soit un système linéaire $\mathscr{S}$ à m entrées et n sorties. Son comportement peut être modélisé par l'équation récursive ARIMAX[3] suivante [25] :

$$\mathbf{A}(z^{-1})y(k) = \mathbf{B}(z^{-1})u(k-1) + \frac{\mathbf{C}(z^{-1})}{\Delta(z^{-1})}b(k) \tag{3.1}$$

dans laquelle $\mathbf{A}(z^{-1})$ et $\mathbf{C}(z^{-1})$ sont deux matrices polynomiales moniques[4] en z^{-1} de dimension $n \times n$, et $\mathbf{B}(z^{-1})$ est une matrice polynomiale de dimension $n \times m$. Elles sont défi nies de la façon suivante :

$$\mathbf{A}(z^{-1}) = I_{n\times n} + A_1 z^{-1} + A_2 z^{-2} + \ldots + A_{n_a} z^{-n_a} \tag{3.2}$$
$$\mathbf{B}(z^{-1}) = z^{-d}(B_0 + B_1 z^{-1} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b}) \tag{3.3}$$
$$\mathbf{C}(z^{-1}) = I_{n\times n} + C_1 z^{-1} + C_2 z^{-2} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c} \tag{3.4}$$

où les paramètres $n_a \in \mathbb{N}^*$, $n_b \in \mathbb{N}$, $n_c \in \mathbb{N}^*$ et les matrices A_i, $i = 1, \ldots, n_a$, B_i, $i = 0, \ldots, n_b$ et C_i, $i = 1, \ldots, n_c$ sont des matrices à coeffi cients réels ; z^{-1} désigne l'inverse de la variable de la transformée en z, c'est-à-dire l'opérateur de retard d'un pas d'échantillonnage. Le paramètre $d \in \mathbb{N}$ est le retard pur du système, il est compté en nombre de périodes d'échantillonnage.

Noter qu'il n'est pas nécessaire que les matrices $\mathbf{A}(z^{-1})$ et $\mathbf{B}(z^{-1})$ soient copremières à gauche pour la résolution du correcteur GPC. Néanmoins, l'utilisation de la représentation copremière réduit généralement le degré du correcteur.

Le polynôme $\Delta(z^{-1})$ est pris égal à l'opérateur de différentiation discrète, que l'on notera $\delta(z^{-1})$, soit :

$$\Delta(z^{-1}) = \delta(z^{-1}) \triangleq (1 - z^{-1}). \tag{3.5}$$

Les autres variables du modèle sont :

[3] pour *Auto-Regressive Integrated Moving Average with eXternal input* en anglais
[4] un polynôme est monique si son coeffi cient de plus haut degré est égal à 1

- $u(k)$ le vecteur $m \times 1$ qui contient les entrées du système à l'instant k,
- $y(k)$ le vecteur $n \times 1$ qui contient les sorties du système,
- $b(k)$ un vecteur $n \times 1$ de bruits blancs gaussiens indépendants et de moyenne nulle, ($E\{b(k)\} = 0_{n\times 1}$).

En supposant que les éléments du vecteur $b(k)$ sont indépendants, on peut écrire la matrice $\mathbf{C}(z^{-1})$ sous forme diagonale. Pour simplifier, on choisira tous les polynômes de la diagonale de façon identique, de sorte que

$$\mathbf{C}(z^{-1}) = c(z^{-1})\, I_{n\times n} \tag{3.6}$$

avec $c(z^{-1})$ un polynôme de degré n_c ; les matrices C_i, $i = 1, \ldots, n_c$ de l'équation (3.4) sont par conséquent toutes diagonales. Le polynôme $c(z^{-1})$ est appelé « polynôme de couleur » car il permet de colorer le bruit blanc $b(k)$ de manière à modéliser une perturbation plus complexe.

Par la suite et lorsque le contexte le permet, on omettra l'indication de la variable z^{-1}.

Le polynôme Δ sert à rendre non-stationnaire le bruit b/Δ, ce qui permet de modéliser n'importe quelle perturbation dans la boucle de commande [25]. Dans le cas du correcteur GPC, on impose en général que $\Delta = 1 - z^{-1}$, ce qui revient à intégrer le bruit blanc b, donc à prendre pour modèle de bruit une marche aléatoire. On verra, au paragraphe 3.5, des simulations qui montrent que ce choix force le correcteur synthétisé à contenir implicitement un intégrateur. Cela permet au système corrigé d'annuler l'erreur statique d'ordre 0 en présence d'erreurs de modèle ou de perturbations constantes de sortie [25, 35]. Les calculs présentés dans la suite de ce chapitre supposent que Δ est pris sous cette forme ; l'extension à d'autres formes de polynômes Δ plus générales est notamment considérée dans le chapitre suivant pour le rejet de perturbations périodiques.

En opérant les deux membres de l'équation (3.1) par Δ et sachant que $\Delta = \delta$, on obtient la version incrémentale du modèle ARIMAX :

$$\mathbf{A}\,\delta y(k) = \mathbf{B}\,\delta u(k-1) + \mathbf{C}\,b(k) \tag{3.7}$$

avec :

$$\begin{array}{rcccl} \delta y(k) & = & (1-z^{-1})\, y(k) & = & y(k) - y(k-1) \\ \delta u(k) & = & (1-z^{-1})\, u(k) & = & u(k) - u(k-1). \end{array} \tag{3.8}$$

L'équation (3.7) décrit l'évolution de la variation de la sortie du système en fonction de la variation de l'entrée entre deux instants d'échantillonnage successifs.

3.4.2 Fonction de coût

L'objectif du correcteur GPC est de minimiser l'erreur quadratique entre les prédictions de la sortie et les consignes futures, conformément au schéma de la

figure 3.2. Cela signifie qu'il doit réaliser une estimation des prédictions des valeurs de la sortie y aux instants d'échantillonnage futurs en fonction des valeurs futures de l'entrée u. On appelle r la grandeur de consigne de l'asservissement dont la valeur est supposée connue non seulement à l'instant k présent, mais également pendant les N_2 instants d'échantillonnage futurs qui suivent. Le correcteur GPC génère, à chaque instant d'échantillonnage, N_u incréments de commande δu de manière à minimiser la fonction de coût suivante :

$$\mathscr{J}(u,k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{y}(k+j) - r(k+j)\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_u} \|\delta u(k+j-1)\|^2 \qquad (3.9)$$

avec $N_u < N_2$ et $\delta u(k+j) = 0, \forall j \geq N_u$. N_1, N_2 et N_u sont des entiers strictement positifs et λ est un scalaire positif,

- N_1 est l'horizon d'initialisation,
- N_2 est l'horizon de prédiction,
- N_u est l'horizon de commande,
- λ est la pondération de l'énergie de la commande.

Pour simplifier les notations dans l'équation (3.9), on désigne par $\hat{y}(k+j)$ les prédictions $y(k+j|k)$ de la sortie à l'instant $k+j$ réalisées à l'instant k. De même pour la commande future $u(k+j|k)$ que l'on note simplement $u(k+j)$.

La fonction de coût $\mathscr{J}(u,k)$ comprend deux termes :

- le premier, $\sum_{N_1}^{N_2} \|\hat{y}(k+j) - r(k+j)\|^2$, est la somme des erreurs au carré entre les sorties prédites et les signaux de référence futurs ;
- le second, $\sum_{1}^{N_u} \|\delta u(k+j-1)\|^2$, est un terme proportionnel à « l'énergie » fournie par la commande. Ce terme est pondéré par λ. Ainsi, plus λ est faible, et moins « l'énergie » de la commande est pénalisée dans la fonction de coût, et par conséquent, plus le correcteur GPC synthétisé est « énergique », et donc sa réponse est rapide. Ce terme permet d'éviter les signaux de commande trop importants pouvant saturer le système. Dans ce travail, on ne considère que des réglages manuels de λ. (Noter que seule une optimisation sous contraintes du critère $\mathscr{J}$ permet d'assurer que les commandes ne dépassent pas des valeurs minimales et maximales imposées.)

3.4.3 Calcul des prédictions de la grandeur de sortie

Le calcul de $\hat{y}(k+j)$, la prédiction effectuée à l'instant k de la valeur de y à j pas d'échantillonnage en avance, nécessite la résolution de 2 équations diophantiennes [15, 25].

Soit $(\mathbf{E}_j, \mathbf{F}_j)$ l'unique couple solution de l'équation diophantienne suivante :

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

avec :

$$\mathbf{E}_j = I_{n\times n} + E_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + E_{j-1}^{(j)} z^{-j+1} \tag{3.11}$$

$$\mathbf{F}_j = F_0^{(j)} + F_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + F_{n_f^{(j)}}^{(j)} z^{-n_f^{(j)}} \tag{3.12}$$

et $n_f^{(j)} = \max(n_a, n_c - j)$. Les matrices polynomiales $\mathbf{E}_j$ et $\mathbf{F}_j$ sont de dimension $n \times n$. La résolution de l'équation (3.10) de manière récursive est décrite dans l'annexe A.1.

En opérant (3.7) par $\mathbf{E}_j z^j$ on obtient :

$$\mathbf{E}_j \mathbf{A} \delta y(k+j) = \mathbf{E}_j \mathbf{B} \delta u(k+j-1) + \mathbf{E}_j \mathbf{C} b(k+j). \tag{3.13}$$

La substitution de $\mathbf{E}_j \mathbf{A} \delta$ provenant de l'équation (3.10) donne alors :

$$(\mathbf{C} - z^{-j} \mathbf{F}_j) y(k+j) = \mathbf{E}_j \mathbf{B} \delta u(k+j-1) + \mathbf{E}_j \mathbf{C} b(k+j). \tag{3.14}$$

On obtient après développement et en exploitant la forme particulière de $\mathbf{C}$:

$$y(k+j) = \mathbf{C}^{-1} \mathbf{F}_j y(k) + \mathbf{C}^{-1} \mathbf{E}_j \mathbf{B} \delta u(k+j-1) + \mathbf{E}_j b(k+j). \tag{3.15}$$

Dans cette dernière équation, toutes les références à des valeurs de la perturbation pour des instants d'échantillonnage passés et présents ont été supprimées. Il ne subsiste plus que la combinaison linéaire $\mathbf{E}_j b(k+j)$ de valeurs futures de la perturbation ou du bruit. Or ces valeurs sont par définition indépendantes de signaux mesurables à l'instant k. Il est donc clair que la prédiction optimale à l'instant k de $y(k+j)$, notée $\hat{y}(k+j)$, obtenue au sens du minimum de la variance de l'erreur et grâce à des grandeurs dont la valeur est connue à l'instant k, est donnée par :

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

On peut noter que ce résultat est classique pour la détermination de prédictions optimales [9]. Il met clairement en évidence que le terme $\mathbf{C}$ permet de modifier la dynamique de l'observateur (le prédicteur de la sortie) de la même façon que dans un filtre de Kalman. Ainsi, l'ajustement de $\mathbf{C}$ dans le modèle (3.1) permet de conférer au correcteur des propriétés de filtrage du bruit du système.

Dans l'équation (3.16), le terme $\mathbf{E}_j \mathbf{B} \delta u(k+j-1)$ est une combinaison linéaire de valeurs de δu à des instants d'échantillonnage compris entre les instants $k - n_b - d$ et $k + j - 1 - d$. Mais la fonction de coût (3.9) implique seulement les valeurs futures et la valeur présente de δu. Aussi va-t-on chercher à séparer

ces valeurs des valeurs passées dans l'équation (3.16). Cette séparation peut être obtenue grâce à la résolution d'une seconde équation diophantienne, en $\mathbf{G}_j$ et $\mathbf{H}_j$:

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

avec :

$$\mathbf{G}_j = G_0^{(j)} + G_1^{(j)}z^{-1} + \ldots + G_{j-1}^{(j)}z^{-j+1} \tag{3.18}$$

$$\mathbf{H}_j = H_0^{(j)} + H_1^{(j)}z^{-1} + \ldots + H_{n_h}^{(j)}z^{-n_h} \tag{3.19}$$

les deux uniques solutions, et $n_h = \max(n_c, n_b + d) - 1$. Les matrices de polynômes $\mathbf{G}_j$ et $\mathbf{H}_j$ sont de dimension $n \times m$. L'équation diophantienne (3.17) peut se résoudre récursivement à l'aide de la méthode rappelée en annexe A.1.

L'utilisation de (3.17) dans (3.16) conduit finalement à :

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

Le premier terme de la somme désigne la réponse « forcée » du système, qui est due aux commandes futures, et le deuxième terme la réponse dite « libre », dans le sens qu'elle est la conséquence, dans le futur, des commandes qui ont été appliquées jusqu'à l'instant k.

3.4.4 Calcul de la solution optimale

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

$$\mathbf{l} = \begin{bmatrix} \mathbf{C}^{-1}[& \mathbf{H}_{N_1} & \delta u(k-1) & + & \mathbf{F}_{N_1}y(k)] \\ \mathbf{C}^{-1}[& \mathbf{H}_{N_1+1} & \delta u(k-1) & + & \mathbf{F}_{N_1+1}y(k)] \\ & \vdots & & \vdots & \\ \mathbf{C}^{-1}[& \mathbf{H}_{N_2} & \delta u(k-1) & + & \mathbf{F}_{N_2}y(k)] \end{bmatrix}. \tag{3.21}$$

Soit $\delta\mathbf{u} \in \mathbb{R}^{N_u m}$, le vecteur des incréments de commande, sachant que $\delta u(k+j) = 0\ \forall j \geq N_u$:

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

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

$$\hat{\mathbf{y}} = [\hat{y}(k+N_1), \hat{y}(k+N_1+1), \ldots, \hat{y}(k+N_2)]^T. \tag{3.23}$$

On peut alors récrire l'équation (3.20) pour $N_1 \leq j \leq N_2$ sous la forme matricielle suivante :

$$\hat{\mathbf{y}} = G\,\delta\mathbf{u} + \mathbf{l} \tag{3.24}$$

avec $G \in \mathbb{R}^{(N_2-N_1+1)n \times N_u m}$ défi nie comme suit :

$$G = \begin{bmatrix} G_{N_1-1} & \dots & G_0 & \dots & \dots & 0 \\ G_{N_1} & G_{N_1-1} & \dots & G_0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ G_{N_u-1} & G_{N_u-2} & G_{N_u-3} & \dots & \dots & G_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ G_{N_2-1} & G_{N_2-2} & G_{N_2-3} & \dots & G_{N_2-N_u+1} & G_{N_2-N_u} \end{bmatrix}. \tag{3.25}$$

Les termes G_k avec $0 \leq k \leq N_2 - 1$ sont les matrices réelles $n \times m$ qui sont les coeffi cients de la matrice de polynômes $\mathbf{G}_j$ (équation (3.18)). (On montre en annexe que $\forall j,\ G_k^{(j)} = G_k$, ce qui simplifi e les écritures). La fonction de coût quadratique (3.9) devient donc :

$$\mathscr{J} \;=\; (\hat{\mathbf{y}} - \mathbf{r})^T(\hat{\mathbf{y}} - \mathbf{r}) + \lambda\,\delta\mathbf{u}^T\delta\mathbf{u} \tag{3.26}$$

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

$$\mathbf{r} \;=\; [r(k+N_1), \dots, r(k+N_2)]^T. \tag{3.27}$$

En remplaçant $\hat{\mathbf{y}}$ par son expression (3.24), la valeur minimale de $\mathscr{J}$ au sens des moindres carrés est fi nalement obtenue pour $\delta\mathbf{u} = \delta\mathbf{u}^*$ avec :

$$\delta\mathbf{u}^* \;=\; (G^TG + \lambda I)^{-1}G^T(\mathbf{r} - \mathbf{l}) = K(\mathbf{r} - \mathbf{l}). \tag{3.28}$$

La matrice $K \in \mathbb{R}^{N_u m \times (N_2-N_1+1)n}$ est la matrice de gain optimal du correcteur GPC.

3.4.5 Implémentation du correcteur GPC

L'équation (3.28) permet d'obtenir la valeur présente et les valeurs futures optimales pour les incréments de la commande jusqu'à l'horizon de commande. Mais la stratégie de l'horizon fuyant veut que seule la première valeur de $\delta\mathbf{u}^*$, à savoir $\delta u(k)^*$, donnée par

$$\delta u(k)^* = (I_{m\times m}\, 0\, 0\, \cdots\, 0)\,\delta\mathbf{u}^*,$$

soit utilisée. A l'instant $k+1$ d'échantillonnage suivant, l'incrément de commande $\delta u(k)^*$ optimal est recalculé. Au total, la commande $u(k)$ est donc générée de la manière suivante :

$$u(k) \;=\; u(k-1) + \delta u(k)^* \tag{3.29}$$

avec :

$$\begin{aligned}\delta u(k)^* &= (K)_{11}\left[r(k+N_1)-\mathbf{C}^{-1}\left[\mathbf{H}_{N_1}\,\delta u(k-1)+\mathbf{F}_{N_1}y(k)\right]\right]\\ &+ (K)_{12}\left[r(k+N_1+1)-\mathbf{C}^{-1}\left[\mathbf{H}_{N_1+1}\,\delta u(k-1)+\mathbf{F}_{N_1+1}y(k)\right]\right]\\ &\vdots\\ &+ (K)_{1(N_2-N_1+1)}\left[r(k+N_2)-\mathbf{C}^{-1}\left[\mathbf{H}_{N_2}\,\delta u(k-1)+\mathbf{F}_{N_2}y(k)\right]\right].\end{aligned} \tag{3.30}$$

Les $(K)_{1j}$ sont des matrices réelles $m \times n$ qui forment la première ligne de la matrice de gain optimal K (équation (3.28)). On peut remarquer que si le modèle est invariant, un seul calcul préalable du gain K est nécessaire, et il peut être fait au moment de l'initialisation de l'asservissement.

Le GPC est également adapté aux systèmes dont le modèle varie avec le temps. Dans ce cas, le gain K doit être réactualisé (à chaque pas d'échantillonnage ou quand cela s'avère nécessaire). Le calcul de K comprend, entre autres, l'inversion d'une matrice $N_u m \times N_u m$ (cf. équation (3.28)). Si on envisage une implémentation temps-réel d'un tel calcul, il est donc nécessaire de limiter la taille de l'horizon de commande à une valeur raisonnable.

3.5 Simulation d'un correcteur GPC

Dans cette partie, on donne des courbes de simulation du correcteur GPC, dans sa version mono-entrée / mono-sortie, afi n de montrer son comportement sur un système dont la transmittance échantillonnée est la suivante :

$$G(z^{-1}) = \frac{\theta(k)}{\dot{\theta}^*(k)} = \frac{0,01606\,z^{-d}\,z^{-1}}{1-1,7606\,z^{-1}+0,9242\,z^{-2}-0,1636\,z^{-3}}$$

où $d = 2$ est le retard pur du système. Ce modèle est celui obtenu pour l'axe en translation d'un bras chirurgical Aesop, par identifi cation à l'aide d'une séquence binaire pseudo-aléatoire d'échelons, avec une période d'échantillonnage $T_e = 0{,}040$ s. L'entrée du système est la vitesse de translation désirée $\dot{\theta}^*(k)$ de l'axe, en $\mathrm{m{\cdot}s^{-1}}$; la sortie est la mesure de position $\theta(k)$ de l'axe, en mètres. Ce modèle contient donc un intégrateur. Les conditions initiales sont toutes nulles.

Le modèle est écrit sous la forme conforme à l'équation (3.1), on a donc :

$$\begin{aligned}B(z^{-1}) &= 0,01606\,z^{-d}\\ A(z^{-1}) &= 1-1,7606\,z^{-1}+0,9242\,z^{-2}-0,1636\,z^{-3}.\end{aligned}$$

On réalise un asservissement de position de ce système à l'aide d'un correcteur GPC, selon le schéma-bloc de la fi gure 3.3. Le choix des paramètres du correcteur

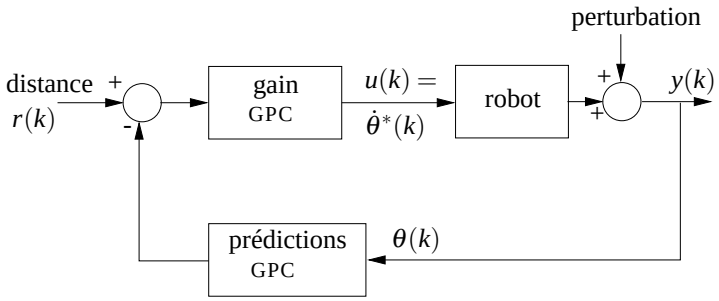


Fig. 3.3: Schéma-bloc de l'asservissement de position avec un correcteur GPC. *Le robot est commandé en vitesse* $u(k) = \dot{\theta}^*(k)$ *et fournit les mesures* $y(k) = \theta(k)$ *de position. Le but de l'asservissement est d'asservir* $\theta(k)$ *aux consignes* $r(k)$.

est fait à partir du temps d'établissement à 5 % de la réponse indicielle de la fonction G, dans laquelle on supprime l'intégrateur,

$$G(z^{-1}) \cdot \frac{1 - z^{-1}}{T_e} = \frac{\delta\theta(k)}{\dot{\theta}^*(k)}$$

Le temps d'établissement est mesuré à $T_r = 0{,}4$ s ; par conséquent les paramètres du GPC sont choisis de la façon suivante :

$$\begin{array}{rcll} N_1 & = & 4 & : \text{horizon d'initialisation} \\ N_2 & = & 20 & : \text{horizon de prédiction} \\ N_u & = & 10 & : \text{horizon de commande} \\ \lambda & = & 0,6 & : \text{pondération de la commande} \end{array} \tag{3.31}$$

La valeur de N_1 est choisie telle que $N_1 \geq d$, celle de N_2 est prise supérieure au temps de réponse du système (qui est ici de $T_r/T_e = 10$ pas d'échantillonnage), et la valeur de N_u est choisie inférieure à N_2 ; le coefficient λ est choisi de façon à générer des commandes réalistes. Enfin, le polynôme de couleur $c(z^{-1})$ est pris égal à :

$$c(z^{-1}) = 1,$$

c'est-à-dire que le modèle de bruit est une marche aléatoire.

La courbe de la figure 3.4a montre la réponse du système G à un échelon de consigne de $0,02$ m. On voit que la sortie du système commence à évoluer *avant* l'arrivée de l'échelon, ce qui montre que le correcteur anticipe ses consignes futures pour rendre optimale la réponse indicielle. La commande correspondante est tracée sur la figure 3.4b.

En présence de perturbations de sortie, on s'attend à ce que le système G puisse rejeter des échelons de perturbation, puisqu'il contient déjà un intégrateur. Un échelon de perturbation de hauteur 0,015 m est appliqué artificiellement à la sortie du système entre les instants $t = 10$ s et $t = 30$ s ; la courbe de la réponse (fig. 3.5a) montre que l'erreur statique d'ordre 0 est effectivement nulle.

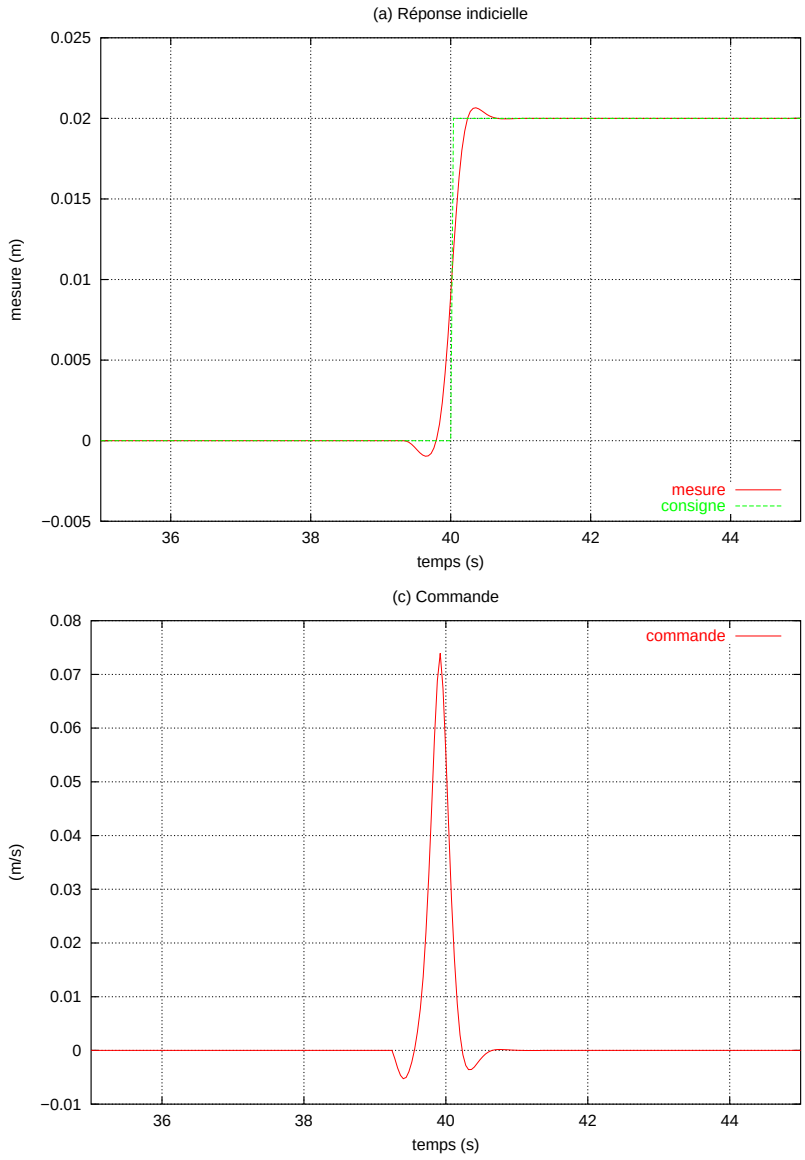


Fig. 3.4: Réponse à un échelon de consigne. *(a) Sortie du système G ; (b) commande calculée par le correcteur.*

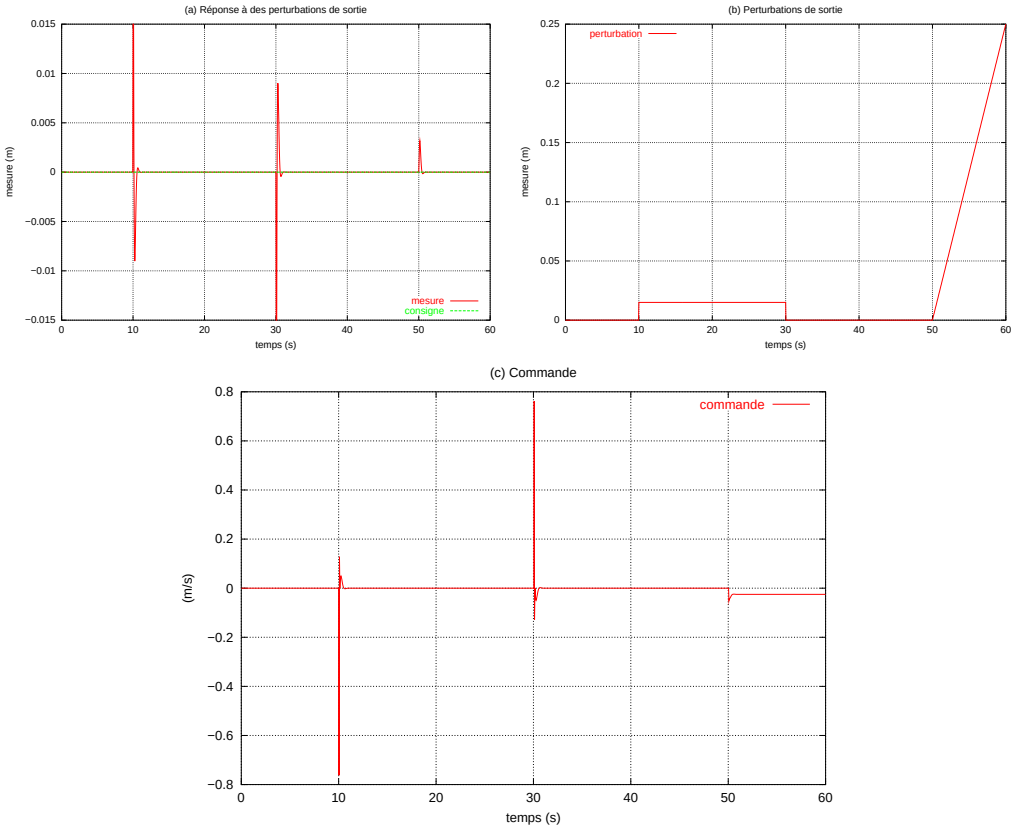


Fig. 3.5: Réponse à un échelon et à une rampe de perturbation de sortie. *(a) Réponse du système ; (b) profil des perturbations de sortie ; (c) sortie du correcteur.*

Une rampe de perturbation est appliquée ensuite à partir de $t = 50$ s. La courbe montre que le rejet est parfait aussi. En effet, la boucle fermée contient 2 intégrateurs au total, celui que le correcteur a apporté et celui du système. Le profil des perturbations de sortie est montré sur la courbe 3.5b et les commandes calculées par le GPC sur la courbe 3.5c.

On peut donc conclure de cette simulation que la présence de δ dans le modèle de bruit du correcteur (équation (3.1)) est équivalente à l'ajout d'un intégrateur dans la boucle.

3.6 Rejet de perturbations périodiques par un correcteur GPC classique

Comme on peut s'y attendre, un correcteur GPC classique, avec $\Delta(z^{-1}) = \delta(z^{-1}) = 1 - z^{-1}$ dans le modèle de bruit, ne permet pas un suivi optimal de la consigne lorsque le système est soumis à une perturbation de sortie périodique. Les courbes de la figure 3.7 illustrent le comportement obtenu, en présence d'une

perturbation de sortie périodique

$$p(k) = 0,005 \sin\left(\frac{2\pi}{T^*}k\right) + 0,003 \sin\left(\frac{2\pi}{T^*/2}k + \pi/3\right)$$

où $T^* = 60$, comptée en nombre de périodes d'échantillonnage (voir la courbe fi - gure 3.6). Sur la fi gure 3.7a on voit que l'atténuation est médiocre ; sur la courbe 3.7b, on voit que la commande est rendue périodique, puisque le système et le correc- teur sont linéaires.

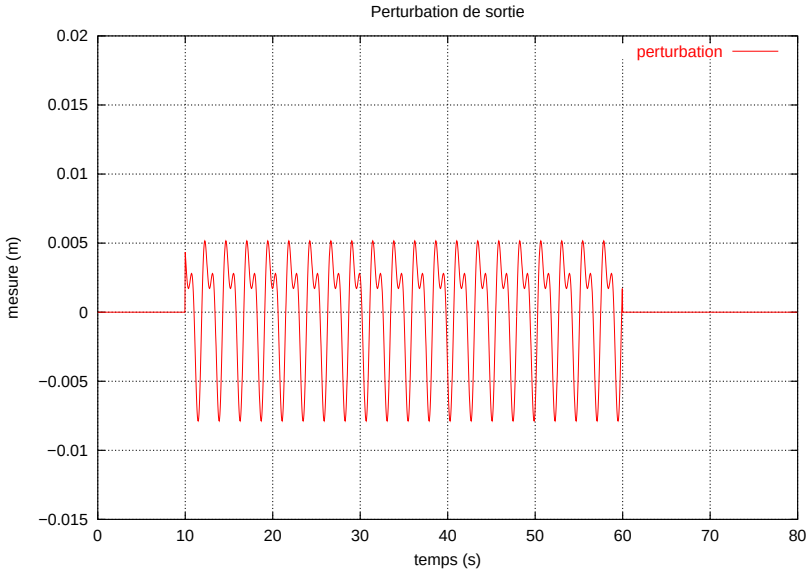


Fig. 3.6: Profil de la perturbation de sortie $p(k)$. *Elle est périodique de période* $T^* = 60$ *périodes d'échantillonnage.*

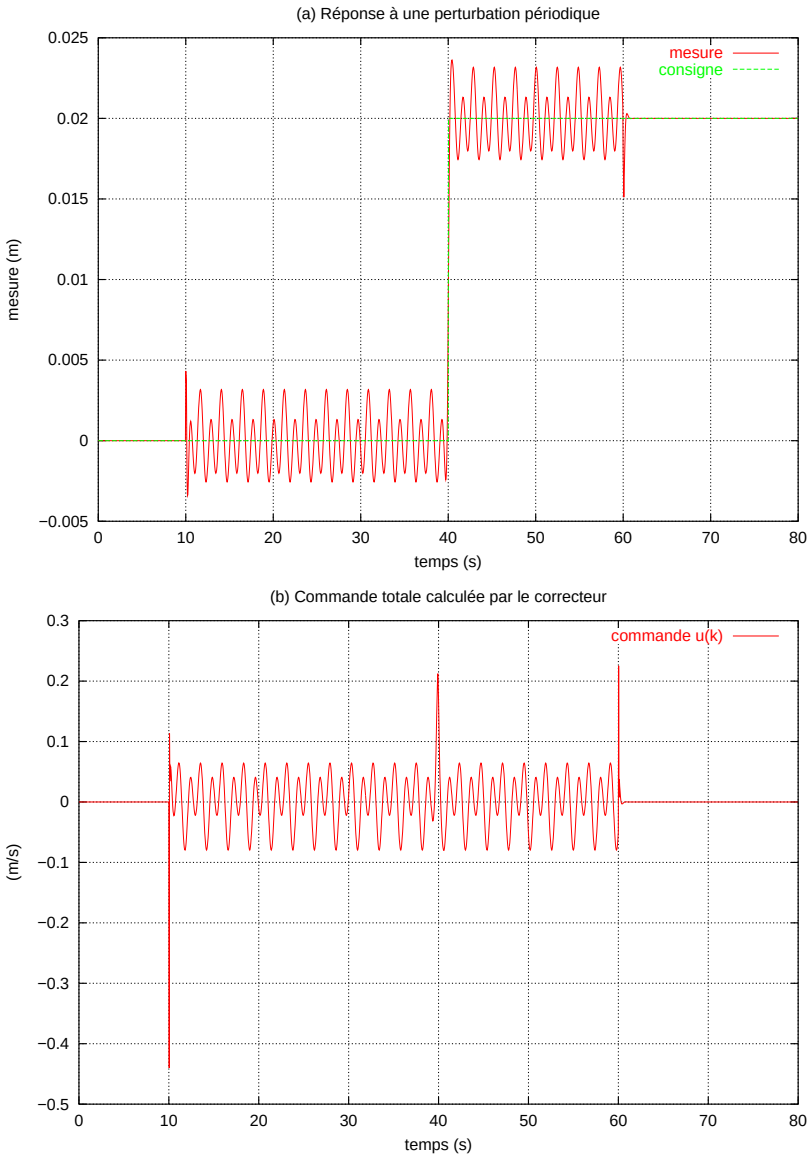


Fig. 3.7: Réponse à une perturbation périodique de sortie. *(a) Sortie du système corrigé ; (b) profil de la commande calculée par le correcteur.*

3.7 Conclusion

Ce chapitre a présenté le principe de la commande prédictive en insistant sur ses particularités qui en font une méthode de commande particulièrement efficace et très répandue dans la communauté automaticienne. Les calculs du correcteur prédictif généralisé GPC ont été rappelés dans le cadre des systèmes linéaires multivariables et sans contraintes. Des simulations ont montré le comportement d'un asservissement avec un tel correcteur en présence de perturbations de sortie.

Cette thèse a pour objectif le rejet de mouvements périodiques d'organes (dus à la respiration et/ou aux battements du cœur), qui agissent comme des perturbations de sortie dans une boucle d'asservissement par vision d'un robot médical. La performance du rejet de perturbations périodiques de sortie par un correcteur GPC classique, avec $\Delta(z^{-1}) = \delta(z^{-1}) = 1 - z^{-1}$ dans le modèle de bruit, a été illustrée dans une simulation. Elle peut être améliorée si on considère la prise en compte explicite de la forme de la perturbation de sortie. Des aménagements en ce sens sont proposés dans les deux chapitres suivants.

Chapitre 4

Compensation du mouvement respiratoire en chirurgie laparoscopique

Les chapitres 1 et 2 ont montré que la prise en compte des mouvements physiologiques des organes et des tissus est une caractéristique très intéressante d'un système robotique d'assistance au geste chirurgical. Dans ce chapitre on décrit un système de commande dont l'objectif est de piloter un robot de chirurgie de manière à compenser les mouvements internes qui sont dus à la respiration du patient en chirurgie de l'appareil digestif.

Une première approche bien connue de l'automatique, pour le rejet de perturbations périodiques, est celui de la commande répétitive (cf. par exemple [180]). Cette approche a acquis une certaine notoriété dans de nombreux domaines où un suivi de consignes répétitives et/ou le rejet de perturbations de sortie répétitives sont requis. Son application concerne la commande de disques durs (cf. par exemple, [176] ou [121]), le rejet de perturbations dans les laminoirs (cf. par exemple [112]), le contrôle des vibrations dans des systèmes mécaniques impliquant des corps tournants (systèmes d'enroulement de bande, avion à réacteurs, turbines électro-mécaniques), l'atténuation du bruit dans les systèmes acoustiques, le contrôle des vibrations dans l'ingénierie civile, etc. [192]. Un bref état de l'art du rejet de perturbations périodiques par commande répétitive et commande prédictive est dressé dans la première partie de ce chapitre.

Ce chapitre propose d'intégrer le principe de la commande répétitive dans le modèle utilisé par un correcteur GPC. Le système à corriger est modélisé par un modèle entrée-sortie sous la forme ARIMAX dans lequel le modèle de bruit est modifi é pour prendre en compte la présence de perturbations périodiques, en plus des perturbations constantes habituelles. Les calculs détaillés du correcteur pour ce modèle modifi é sont présentés dans le cas de systèmes multivariables et sans contraintes à partir de la deuxième partie du chapitre.

La troisième partie décrit ensuite un correcteur appelé GPC répétitif dans la

suite du document, ou encore R-GPC[1]. Ce correcteur est basé sur l'optimisation d'un critère dont l'écriture décompose la commande en deux termes indépendants qui permettent de contrôler le suivi de consigne d'une part, et le rejet des perturbations (bruit de mesure, perturbations constantes et perturbations périodiques) d'autre part. Le comportement type du correcteur GPC répétitif est illustré par des simulations à la fin de ce chapitre.

L'approche de la commande répétitive n'est efficace que si la fréquence de la perturbation est constante et connue. Dans le cas d'un patient sous respirateur, cette fréquence est connue. Par conséquent, le problème de l'estimation en ligne de la période de signaux périodiques est reporté dans l'annexe C.

4.1 Rejet de perturbations périodiques

La commande par apprentissage itératif (*Iterative Learning Control*, ILC en anglais) et la commande répétitive (*repetitive control* en anglais) sont deux concepts assez similaires qui apparaissent souvent ensemble dans la littérature.

Le concept de l'ILC est apparu au milieu des années 80 motivé par des applications dans lesquelles les robots effectuent des tâches répétitives. Les origines de la commande répétitive sont plus diverses et datent également des années 80. La différence entre les deux approches est notamment expliquée dans le récent article de Longmann [108] ; l'ILC considère comme tâche le suivi, répété plusieurs fois, d'une trajectoire spécifique. En commande répétitive, la commande à exécuter est une fonction rendue périodique dans le temps par le correcteur, dans le but d'éliminer les effets de perturbations périodiques à la sortie du correcteur.

Les deux concepts sont également distingués dans [165] dans le sens où la commande répétitive est une interprétation du principe du modèle interne [58], selon lequel un modèle du générateur de la perturbation doit être inclus dans la boucle de commande. Le principe sous-jacent est que, pour rejeter parfaitement une perturbation d'une certaine fréquence, le gain du correcteur doit être infini à cette fréquence. Par conséquent, le correcteur répétitif consiste habituellement en un générateur de signal périodique en cascade avec des filtres. Les deux commandes sont présentées en détail également dans une édition spéciale récente du Journal of Intelligent Automation and Soft Computing [103, 173].

La commande répétitive est implémentée dans des systèmes à boucle de retour où l'on cherche à suivre un signal de consigne périodique ou à rejeter des perturbations périodiques. Hu et Tomizuka [80] présentent un algorithme de commande discret qui est défini pour rejeter une perturbation périodique et/ou suivre une consigne périodique de période connue et constante. Hillerström et Sternby [78] considèrent un problème de commande de pompe ; Fung *et al.* [59] utilisent un correcteur répétitif pour atténuer des perturbations périodiques et pour suivre un signal de consigne périodique dans le cas de systèmes mécaniques.

[1] pour *Repetitive Generalized Predictive Controller*, en anglais

Les publications mentionnées ci-dessus supposent que la perturbation a une période constante et connue. Cependant, dans certains cas, la période peut varier ; par exemple, dans la commande des machines tournantes, un mauvais équilibrage dynamique crée des perturbations dont la fréquence dépend de la vitesse de rotation de la machine. Hillerström [77] propose un correcteur répétitif avec un filtre dont les paramètres sont adaptés en ligne afin de rejeter une perturbation de période inconnue. Steinbuch [165] utilise une structure de correcteur combinant plusieurs boucles répétitives, pour le problème de la commande d'un lecteur de CD avec des petits changements dans la fréquence de rotation. Pour suivre des signaux périodiques de période inconnue, Tsao *et al.* [182] ont proposé un schéma adaptatif avec un correcteur répétitif discret et un processus d'identification de la période de la perturbation. Enfin, Manayathara *et al.* [112] ont proposé un schéma récursif, à l'aide de ce même algorithme, pour identifier la période inconnue et changer adaptativement le réglage de la période dans le correcteur répétitif. Cet algorithme est d'ailleurs discuté dans l'annexe C dans le cadre du correcteur prédictif qui est présenté dans la suite de ce chapitre. En effet, la période de la respiration du patient pourrait être amenée à varier pendant l'intervention, et il peut par conséquent être intéressant de rendre adaptative la loi de commande qui est décrite dans la suite de ce chapitre.

On trouve dans la littérature également de nombreuses applications de la commande prédictive au rejet de perturbations périodiques.

Les auteurs de [195] utilisent un modèle dynamique pour décrire le comportement oscillatoire d'un procédé chimique ; un mélange de commande répétitive et de commande prédictive est présenté par Natarajan *et al.* pour une application en chimie également [130]. Ces correcteurs sont développés à l'aide de l'expression dans l'espace d'état de la commande prédictive et avec des descriptions linéaires et invariantes dans le temps, ou même variantes dans le temps (comme dans [101]), des processus. Les applications montrées considèrent le comportement de la commande en régime permanent uniquement ; les auteurs ne font pas de distinction entre une perturbation de sortie périodique et une consigne variant périodiquement. Cependant, dans l'application médicale de cette thèse, il est essentiel de pouvoir traiter séparément les consignes (qui sont données par le chirurgien qui utilise le système), et les perturbations (qui doivent être atténuées par le robot).

4.2 Écriture d'un modèle de bruit répétitif dans le GPC

La contribution principale de cette partie est l'écriture d'un modèle ARIMAX modifié faisant apparaître un modèle de bruit répétitif. La fonction de coût pour le calcul de la commande optimale découple la contribution de la commande au suivi de la consigne, de sa contribution au rejet des perturbations de sortie. Ceci permet de pondérer l'énergie de commande attribuée au suivi de consigne indépendamment de la pondération attribuée au rejet de perturbations.

4.2.1 Mise en équation du système

On considère à nouveau le système linéaire $\mathscr{S}$ à m entrées et n sorties de l'équation (3.1) :

$$\mathbf{A}(z^{-1})\,y(k) \;=\; \mathbf{B}(z^{-1})\,u(k-1) + \frac{\mathbf{C}(z^{-1})}{\Delta(z^{-1})}\,b(k) \tag{4.1}$$

dans laquelle **A**, **B**, **C** sont des matrices de polynômes à coefficients réels, de degrés respectifs $n_a \in \mathbb{N}^*$, $n_b \in \mathbb{N}$ et $n_c \in \mathbb{N}^*$, comme décrits au sous-chapitre 3.4.

Dans ce chapitre, on propose de modifier le polynôme Δ qui intervient dans le terme de bruit du modèle, en l'écrivant de la façon suivante :

$$\Delta(z^{-1}) \;=\; \delta(z^{-1})\,\Delta_R(z^{-1}) \tag{4.2}$$

où $\delta(z^{-1}) = 1 - z^{-1}$ est l'opérateur de différentiation et

$$\Delta_R(z^{-1}) \triangleq 1 - \alpha\, z^{-T}$$

est un opérateur que l'on appelera par la suite opérateur « répétitif ». C'est un polynôme de degré T. Le coefficient $\alpha \in \mathbb{R}^{+*}$, $0 < \alpha \leq 1$, est le *facteur d'oubli* de l'opérateur répétitif. Cet opérateur permet de rendre périodique le terme de bruit du modèle, avec une période égale au paramètre $T \in \mathbb{N}^*$, $T \geq 2$, qui est calculé en nombre de périodes d'échantillonnage.

4.2.2 Rôle du modèle de bruit

Le terme de bruit de l'équation récursive (4.1) modélise les bruits et les perturbations qui s'ajoutent à la mesure dans le système réel, dont le modèle théorique est représenté par les deux matrices **B** et **A**. Le terme de bruit dans le GPC classique est pris égal à $\Delta = \delta$: le bruit $b(k)/\delta$ représente alors une marche aléatoire et permet de modéliser des perturbations constantes ; on a vu au chapitre précédent qu'il était équivalent à l'ajout d'un intégrateur dans le correcteur GPC.

Dans ce chapitre, on s'intéresse au rejet de perturbations périodiques par un correcteur GPC. La présence du polynôme $\Delta_R = 1 - \alpha\, z^{-T}$ (équation (4.1)) au dénominateur du modèle de bruit permet de générer un bruit qui se répète périodiquement au cours du temps. Il modélise ainsi des perturbations de sortie qui sont périodiques et de période T ; les simulations données à la fin du chapitre montreront qu'il est équivalent à la génération d'une commande répétitive par le correcteur GPC. La figure 4.1 montre le schéma de la répétition de la période d'un signal $u(k)$ quelconque par l'opérateur Δ_R.

Le rôle du coefficient α est d'agir comme une sorte de filtre en oubliant de plus en plus dans la répétition les périodes déjà passées ; il permet en quelque sorte de rendre la répétition robuste à du bruit sur $u(k)$.

La matrice de polynômes $\mathbf{C}(z^{-1})$ est un paramètre qui est choisi de la même façon qu'au chapitre précédent.

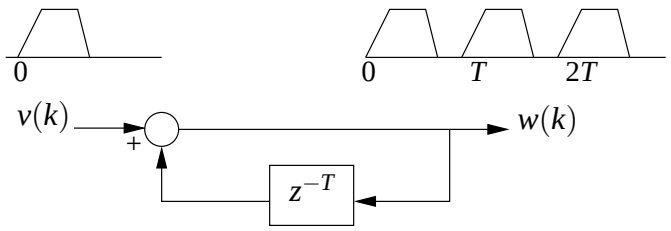


Fig. 4.1: Génération d'une séquence répétitive par l'opérateur Δ_R avec $\alpha = 1$. On a la fonction de transfert en boucle fermée suivante : $\frac{W(z)}{V(z)} = \frac{1}{1-z^{-T}}$, avec $W(z)$ et $V(z)$ les transformées en z respectives des signaux $w(k)$ et $v(k)$.

4.2.3 Calcul de la matrice de gain

Pour obtenir la matrice de gain du correcteur GPC, dans le cas d'un système $\mathscr{S}$ modélisé par les équations (4.1) et (4.2), on procède de façon similaire au chapitre précédent : il s'agit de calculer des prédictions des sorties et de résoudre deux équations diophantiennes, mais avec un polynôme Δ modifié.

Équation incrémentale du modèle (4.1)

On opère les deux membres de l'équation (4.1) par Δ pour obtenir :

$$\mathbf{A}\Delta y(k) = \mathbf{B}\Delta u(k-1) + \mathbf{C}\,b(k). \tag{4.3}$$

Mais sachant la forme particulière de Δ, on écrit de façon équivalente :

$$\mathbf{A}\Delta_R\,\delta y(k) = \mathbf{B}\Delta_R\,\delta u(k-1) + \mathbf{C}\,b(k). \tag{4.4}$$

On pose alors $\mathbf{A}_R = \Delta_R\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}_R = \Delta_R\mathbf{B}$ (la multiplication des matrices $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ par Δ_R commute car Δ_R est un polynôme) et on écrit :

$$\mathbf{A}_R\,\delta y(k) = \mathbf{B}_R\,\delta u(k-1) + \mathbf{C}\,b(k). \tag{4.5}$$

On obtient donc une équation qui décrit l'évolution incrémentale d'un système $\mathscr{S}$ modifié par l'inclusion de l'opérateur répétitif dans les matrices du modèle original : cette équation est semblable à l'équation (3.7) dans laquelle $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ sont respectivement remplacés par $\mathbf{A}_R$ et $\mathbf{B}_R$. Le degré des polynômes dans les matrices $\mathbf{A}_R$ et $\mathbf{B}_R$ est respectivement $n_{a_R} = n_a + T$ et $n_{b_R} = n_b + T$.

Dérivation du correcteur

On procède rigoureusement comme au sous-chapitre 3.4, mais avec le modèle répétitif de $\mathscr{S}$. La méthode de résolution des équations diophantiennes dans ce cas est détaillée dans l'annexe A.2.

4.2.4 Simulation d'un correcteur GPC avec modèle répétitif

Dans cette partie, on donne des courbes de simulation du correcteur GPC avec modèle répétitif, dans sa version mono-entrée / mono-sortie, afin d'illustrer son comportement en présence de perturbations de sortie périodiques. Le système considéré pour la simulation est le même qu'au sous-chapitre 3.5, page 63. On réalise également un asservissement de position, comme sur le schéma de la figure 3.3, avec les mêmes réglages pour les paramètres du correcteur. La perturbation de sortie que l'on considère à présent est :

$$p(k) = 0,005 \sin\left(\frac{2\pi}{T^*}k\right)$$

avec $T^* = 60$, comptée en nombre de périodes d'échantillonnage ; la perturbation est donc périodique (son profil est montré sur la figure 4.2b), et l'on suppose que sa période est connue, pour que l'opérateur répétitif du correcteur R-GPC soit initialisé *a priori* avec cette valeur ($T = T^*$). La réponse du système corrigé bouclé est affichée sur la courbe de la figure 4.2a. On voit que l'erreur statique d'ordre 0 tend asymptotiquement vers 0. Après une première période peu atténuée, le rejet est amélioré très nettement à partir de la deuxième période, ce qui montre que le correcteur « apprend » la séquence de perturbation pour la rejeter. La commande calculée par le correcteur est rendue périodique avec la même période que la perturbation, conformément au principe de la commande répétitive (voir la figure 4.3).

Sur la figure 4.4, on affiche la réponse indicielle, en l'absence de toute perturbation. On voit que le mécanisme de répétition s'applique également aux consignes appliquées à l'entrée de la boucle, ce qui ne donne pas un comportement souhaitable en pratique.

Il apparaît donc nécessaire de trouver un moyen de séparer en deux parties la mesure pour que la répétition ne soit active que sur la perturbation et non sur la consigne.

4.3 Séparation de la commande dans un correcteur GPC avec modèle répétitif

On propose maintenant d'écrire la mesure $y(k)$ du système $\mathscr{S}$ comme suit :

$$y(k) \quad = \quad y_{\mathtt{th}}(k) + \varepsilon(k). \tag{4.6}$$

Le vecteur $y_{\mathtt{th}}(k)$ représente la sortie du modèle théorique du système, et $\varepsilon(k)$ les variations qui s'y ajoutent, à cause des erreurs de modèle et de la présence de

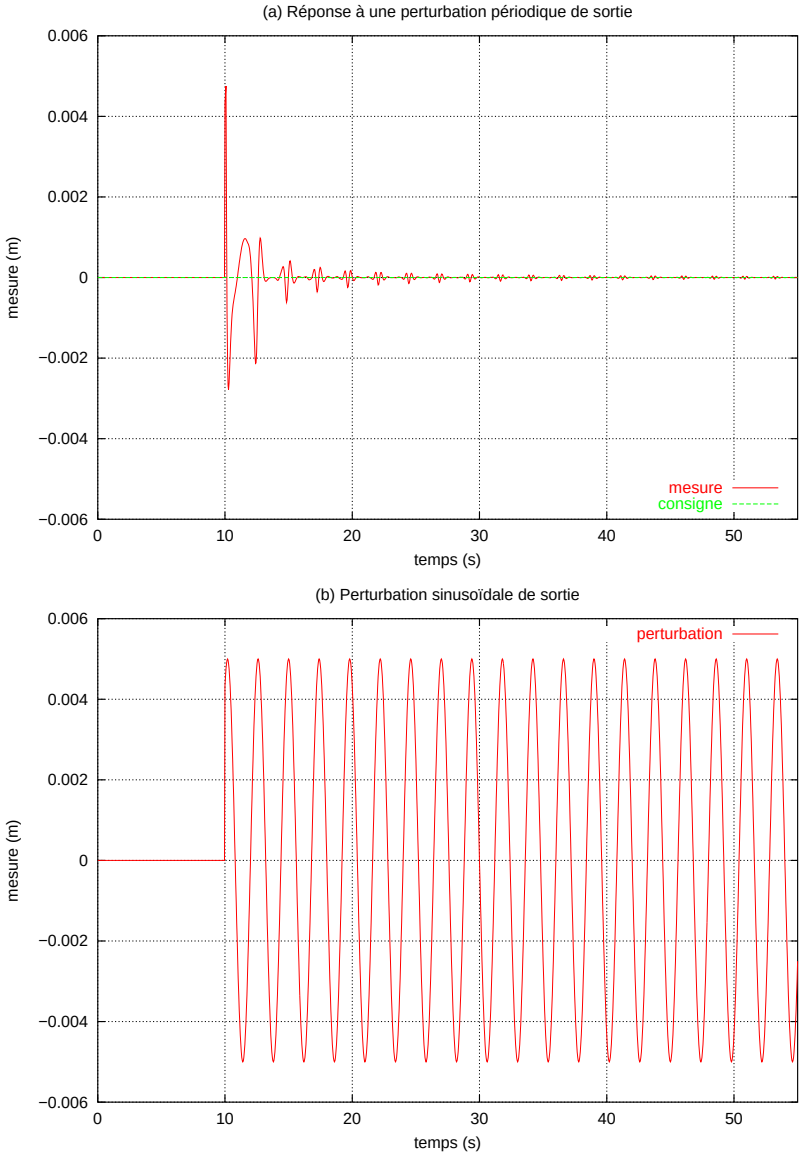


Fig. 4.2: Réponse du système corrigé par le correcteur GPC avec modèle répétitif à une perturbation périodique de sortie. *(a) Sortie du système ; (b) profil de la perturbation périodique de sortie, dont la période est supposée connue (ici égale à* $60 \times 0,040 = 2,4$ *s).*

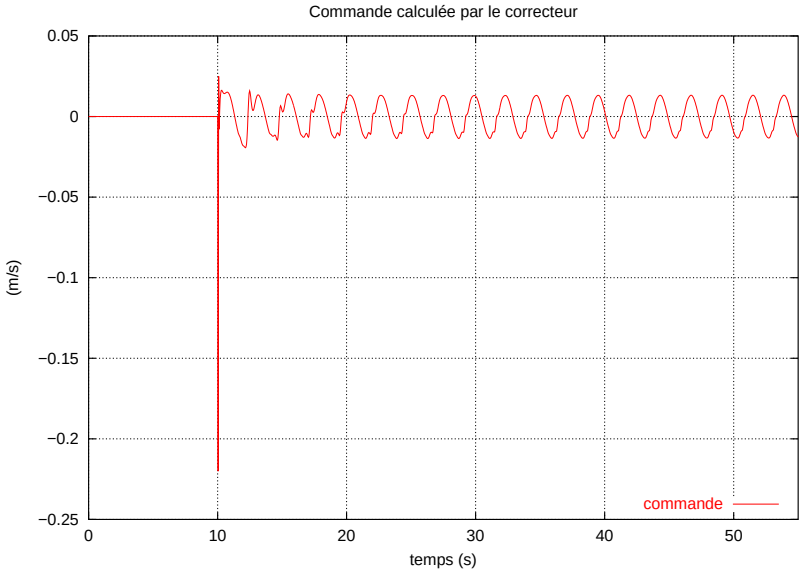


Fig. 4.3: Commande calculée par le correcteur GPC avec modèle répétitif en présence d'une perturbation périodique de sortie.

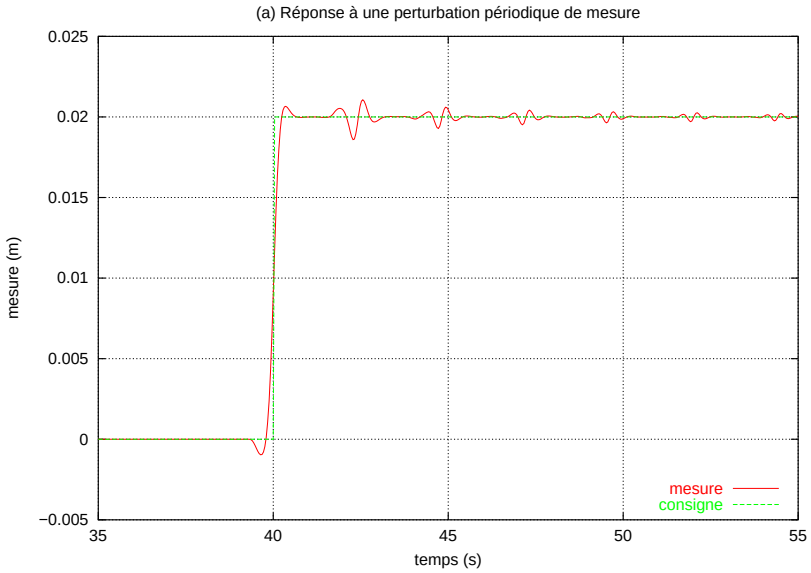


Fig. 4.4: Réponse indicielle du système corrigé par le correcteur GPC avec modèle répétitif. *L'échelon est répliqué à la période du modèle.*

bruit ou de perturbations de sortie. En récrivant l'équation (4.1) sous la forme du système d'équations suivant :

$$\left\{\begin{array}{rcl} \mathbf{A}\,y_{\mathtt{th}}(k) &=& \mathbf{B}\,u_1(k-1) \\ \mathbf{A}\,\varepsilon(k) &=& \mathbf{B}\,u_2(k-1)+\dfrac{\mathbf{C}}{\Delta}\,b(k) \end{array}\right. \tag{4.7}$$

on obtient une décomposition de la commande $u(k)$ sous la forme de la somme

$$u(k) = u_1(k) + u_2(k) \tag{4.8}$$

dans laquelle :

- le premier terme, $u_1(k)$, correspond à la commande dans la première équation récursive de (4.7), qui est sous la forme ARX[2] ;
- le second terme, $u_2(k)$, correspond à la commande fournie à un système virtuel dont la sortie serait égale aux perturbations représentées par la différence $\varepsilon(k)$ entre la sortie réelle $y(k)$ et la sortie théorique $y_{\mathtt{th}}(k)$ (deuxième équation de (4.7), qui est sous la forme ARIMAX).

Équation incrémentale du modèle (4.7)

En opérant la première équation de (4.7) par δ et la deuxième par Δ, il vient :

$$\left\{\begin{array}{rcl} \mathbf{A}\,\delta y_{\mathtt{th}}(k) &=& \mathbf{B}\,\delta u_1(k-1) \\ \mathbf{A}\,\Delta\varepsilon(k) &=& \mathbf{B}\,\Delta u_2(k-1)+\mathbf{C}\,b(k) \end{array}\right. \tag{4.9}$$

avec par définition,

$$\begin{array}{rcrcl} \delta v(k) &=& (1-z^{-1})\,v(k) &=& v(k)-v(k-1) \\ \Delta v(k) &=& (1-z^{-1})(1-\alpha z^{-T})\,v(k) &=& v(k)-v(k-1)-\alpha\,v(k-T) \\ & & & & +\alpha\,v(k-T-1) \end{array}$$

où $v(k)$ désigne, selon les termes, $y_{\mathtt{th}}(k)$, $u_1(k)$, $\varepsilon(k)$ ou $u_2(k)$.

Connaissant la forme particulière du polynôme Δ, la deuxième équation de (4.9) s'écrit de façon équivalente :

$$\mathbf{A}\Delta_R\,\delta\varepsilon(k) \;=\; \mathbf{B}\Delta_R\,\delta u_2(k-1)+\mathbf{C}\,b(k). \tag{4.10}$$

On pose alors $\mathbf{A}_R = \Delta_R\,\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}_R = \Delta_R\,\mathbf{B}$ (la multiplication des matrices $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ par Δ_R commute car Δ_R est un polynôme) et on écrit :

$$\mathbf{A}_R\,\delta\varepsilon(k) \;=\; \mathbf{B}_R\,\delta u_2(k)+\mathbf{C}\,b(k). \tag{4.11}$$

[2] pour *Auto Regressive with eXternal input*, en anglais

En résumé, on obtient pour version incrémentale du modèle (4.7) le système suivant :

$$\begin{cases} \mathbf{A}\,\delta y_{\mathtt{th}}(k) &= \mathbf{B}\,\delta u_1(k-1) \\ \mathbf{A}_R\,\delta\varepsilon(k) &= \mathbf{B}_R\,\delta u_2(k-1) + \mathbf{C}\,b(k). \end{cases} \tag{4.12}$$

Il s'agit de deux modèles ARX et ARIMAX, dont le deuxième est répétitif. Le correcteur prédictif que l'on peut synthétiser à partir de ce système sera par conséquent équivalent à deux correcteurs GPC, et on l'appellera par la suite « correcteur R-GPC » ou correcteur GPC répétitif. Son schéma-bloc est représenté sur la figure 4.5 dans le paragraphe qui suit. Étant donnée la séparation des commandes, les prédictions à calculer se décomposent naturellement en la prédiction des sorties futures du modèle ARX d'une part, et en la prédiction des erreurs futures entre les sorties théoriques et les sorties réelles, d'autre part. Les détails de la dérivation du R-GPC sont donnés au paragraphe 4.3.3.

4.3.1 Schéma équivalent du correcteur R-GPC

Le schéma-bloc du correcteur R-GPC peut être représenté comme sur la figure 4.5, où r est la grandeur de consigne de l'asservissement, dont la valeur est supposée connue jusqu'aux N_2 instants d'échantillonnage futurs. Sur le schéma, les différentes grandeurs de l'asservissement ne sont pas représentées sous forme de vecteurs mais de scalaires, pour une question de simplification, comme cela avait déjà été le cas sur la figure 3.3 (page 64). Considérer le GPC comme un bloc série est un abus qui permet de simplifier la représentation schématique ; une représentation plus complète intègre en effet la matrice de gain dans la chaîne directe et le prédicteur dans la chaîne de retour. Ceci avait été montré sur la figure 3.2, page 56.

- Le premier GPC (partie supérieure du schéma) est construit sur le modèle ARX, le modèle *théorique* du système, qui n'inclut pas de terme de bruit. Il délivre à chaque itération la partie $u_1(k)$ de la commande totale, qui agit comme un terme de *précompensation* pour permettre au robot d'anticiper sur les consignes r futures. Elle est également appliquée au modèle ARX pour calculer et prédire les mesures *théoriques*, notées $y_{\mathtt{th}}(k)$, qui permettent de prédire les erreurs $\varepsilon(k)$ dues au mouvement périodique de l'organe, par comparaison avec les mesures réelles y. On peut donc considérer cette partie du correcteur comme un *observateur de bruit*. Elle n'évolue que sous l'influence des consignes données par l'utilisateur ;
- le deuxième GPC (partie inférieure du schéma) agit de façon répétitive, pour annuler l'effet de la perturbation de sortie sur y ; il est construit sur le modèle ARIMAX répétitif du système. La portion $u_2(k)$ est donc un terme de régulation, qui est périodique, et qui permet au robot de compenser la perturbation périodique (la consigne pour le deuxième GPC est identiquement nulle). Cette partie du schéma-bloc peut être vue comme correspondant à

un mode autonome de fonctionnement du correcteur R-GPC, puisqu'elle ne dépend pas directement de l'action de l'utilisateur (qui est la modification de la consigne). De plus, le premier GPC, comme il ne dépend pas des mesures réelles, peut être vu comme un *modèle interne* pour le second, car il lui permet de calculer la contribution de la perturbation dans la mesure.

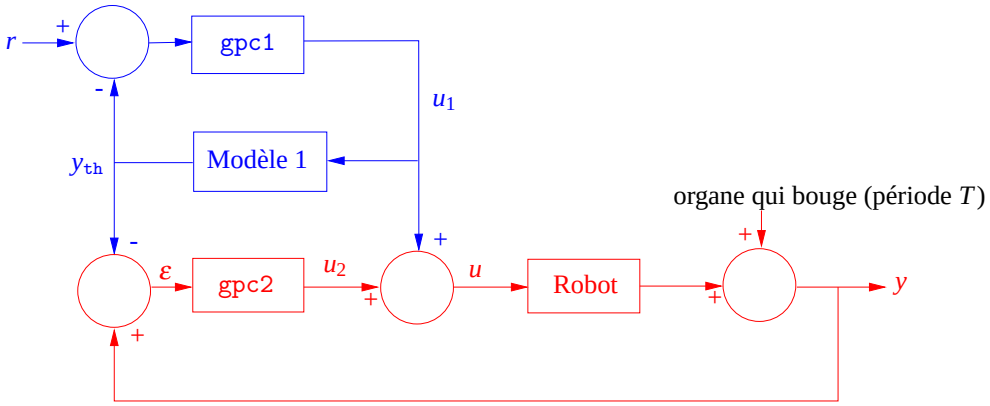


Fig. 4.5: Schéma équivalent du schéma de commande R-GPC. *Le correcteur peut être représenté à l'aide de deux GPCs : le premier (partie supérieure) agit comme un terme d'anticipation sur les consignes, et le deuxième (partie inférieure) agit par répétition pour annuler l'effet de la perturbation périodique de sortie.*

4.3.2 Fonction de coût

De l'analyse du schéma-bloc du correcteur R-GPC, on peut déduire que la fonction de coût est constituée des fonctions de coût de deux correcteurs GPC. En minimisant à chaque itération cette fonction, le correcteur R-GPC génère les N_u incréments de commandes δu_1 et δu_2 qui permettent respectivement à la sortie du modèle théorique de suivre la consigne et à la sortie du système réel d'annuler la perturbation périodique. La fonction de coût peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\mathcal{J}(u = u_1 + u_2, k) = \mathcal{J}_{\mathtt{gpc1}}(u_1, k) + \mathcal{J}_{\mathtt{gpc2}}(u_2, k) \tag{4.13}$$

avec :

$$\mathcal{J}_{\mathtt{gpc1}}(u_1, k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{y}_{\mathtt{th}}(k+j) - r(k+j)\|^2 \tag{4.14}$$

$$+\lambda \sum_{j=1}^{N_u} \|\delta u_1(k+j-1)\|^2 \tag{4.15}$$

et

$$\mathcal{J}_{\mathtt{gpc2}}(u_2, k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{\varepsilon}(k+j)\|^2 + \mu \sum_{j=1}^{N_u} \|\delta u_2(k+j-1)\|^2 \tag{4.16}$$

avec : $N_u < N_2$ et $\delta u_1(k+j) = \delta u_2(k+j) = 0$, $\forall j \geq N_u$. Les entiers N_1, N_2 et N_u sont défi nis comme pour le correcteur GPC traditionnel décrit au sous-chapitre 3.4. Les autres termes sont :

- λ est la pondération de la partie de la commande qui assure le suivi de la consigne $r(k)$;
- μ est la pondération de la partie de la commande qui assure le rejet des perturbations (dont les perturbations périodiques).

Le premier terme de la fonction de coût, $\sum_{N_1}^{N_2} \|\hat{y}_{\mathtt{th}}(k+j) - r(k+j)\|^2$, est la somme des erreurs au carré entre les prédictions des sorties non perturbées du système et les signaux de référence futurs. Associé à la somme $\sum_1^{N_u} \|\delta u_1(k+j-1)\|^2$, qui est proportionnelle à « l'énergie » fournie par la commande u_1, il permet au correcteur d'assurer le suivi de la consigne.

La fonction de coût (4.13) considère explicitement les perturbations grâce à la partie $\mathscr{J}_{\mathtt{gpc2}}(u_2,k)$. Dans ce deuxième terme, $\sum_{N_1}^{N_2} \|\hat{\varepsilon}(k+j)\|^2$ équivaut à la minimisation de l'écart entre la prédiction des sorties réelles du système et sa sortie théorique non bruitée, c'est-à-dire à la minimisation de l'effet du bruit périodique. Associé à la minimisation de l'énergie $\sum_1^{N_u} \|\delta u_2(k+j-1)\|^2$ de la commande u_2, il permet au correcteur de rejeter les perturbations ajoutées au système (dont les perturbations périodiques, entre autres).

Les termes de commande sont pondérés par deux coeffi cients distincts λ et μ ; plus ces coeffi cients sont petits, proches de zéro, moins l'énergie des commandes correspondantes est pénalisée dans la fonction de coût, et par conséquent, plus le correcteur synthétisé est « énergique ». En particulier, plus μ est petit et plus le transitoire associé au rejet d'une perturbation est d'amplitude faible.

4.3.3 Calcul des prédictions des grandeurs de sortie

Dans cette partie, on dérive les calculs qui permettent d'exprimer les prédictions qui interviennent dans l'écriture de la fonction de coût (4.13). La méthode est similaire à celle utilisée pour un GPC classique, sauf qu'elle est présentée ici pour un modèle ARX et un modèle ARIMAX répétitif.

Calcul des prédictions

Soit $\mathbf{E}_{1,j}$ et $\mathbf{F}_{1,j}$ les deux matrices de polynômes de dimension $n \times n$ qui sont les uniques solutions de l'équation diophantienne suivante :

$$I_{n\times n} = \mathbf{E}_{1,j}\mathbf{A}\delta + z^{-j}\mathbf{F}_{1,j} \tag{4.17}$$

avec :

$$\begin{aligned}\mathbf{E}_{1,j} &= 1+E_{1,1}^{(j)}z^{-1}+\ldots+E_{1,j-1}^{(j)}z^{-j+1}\\ \mathbf{F}_{1,j} &= F_{1,0}^{(j)}+F_{1,1}^{(j)}z^{-1}+\ldots+F_{1,n_{f_1}}^{(j)}z^{-n_{f_1}^{(j)}}\\ \text{et } n_{f_1}^{(j)} &= \max(n_a,0-j)=n_a.\end{aligned}$$

De même, on considère le couple de matrices de polynômes $(\mathbf{E}_{2,j},\mathbf{F}_{2,j})$, de dimension $n\times n$, solution de l'équation diophantienne :

$$\mathbf{C} = \mathbf{E}_{2,j}\mathbf{A}\Delta+z^{-j}\mathbf{F}_{2,j} \tag{4.18}$$

avec :

$$\begin{aligned}\mathbf{E}_{2,j} &= 1+E_{2,1}^{(j)}z^{-1}+\ldots+E_{2,j-1}^{(j)}z^{-j+1}\\ \mathbf{F}_{j} &= F_{2,0}^{(j)}+F_{2,1}^{(j)}z^{-1}+\ldots+F_{2,n_{f_2}}^{(j)}z^{-n_{f_2}^{(j)}}\\ \text{et } n_{f_2}^{(j)} &= \max(n_a+T,n_c-j).\end{aligned}$$

Les équations du type (4.17) et (4.18) peuvent être résolues de manière récursive (voir description dans les annexes A.1 et A.2).

En opérant la première équation de (4.12) par $\mathbf{E}_{1,j}z^{j}$ et la deuxième par $\mathbf{E}_{2,j}z^{j}$, on obtient :

$$\begin{aligned}\mathbf{E}_{1,j}\mathbf{A}\,\delta y_{\mathtt{th}}(k+j) &= \mathbf{E}_{1,j}\mathbf{B}\,\delta u_1(k+j-1)\\ \mathbf{E}_{2,j}\mathbf{A}_R\,\delta\varepsilon(k+j) &= \mathbf{E}_{2,j}\mathbf{B}_R\,\delta u_2(k+j-1)+\mathbf{E}_{2,j}\mathbf{C}\,b(k+j).\end{aligned}$$

Puis, en substituant dans les deux membres de gauche l'expression de $\mathbf{E}_{1,j}\mathbf{A}\,\delta$ et $\mathbf{E}_{2,j}\mathbf{A}\Delta$ donnée respectivement par (4.17) et (4.18), on trouve :

$$\begin{aligned}(I_{n\times n}-z^{-j}\mathbf{F}_{1,j})y_{\mathtt{th}}(k+j) &= \mathbf{E}_{1,j}\mathbf{B}\,\delta u_1(k+j-1)\\ (\mathbf{C}-z^{-j}\mathbf{F}_{2,j})\,\varepsilon(k+j) &= \mathbf{E}_{2,j}\mathbf{B}_R\,\delta u_2(k+j-1)+\mathbf{E}_{2,j}\mathbf{C}\,b(k+j),\end{aligned}$$

ce qui équivaut, après développement et en exploitant la forme particulière de $\mathbf{C}$, à :

$$y_{\mathtt{th}}(k+j) = \mathbf{F}_{1,j}y_{\mathtt{th}}(k)+\mathbf{E}_{1,j}\mathbf{B}\,\delta u_1(k+j-1) \tag{4.19}$$

$$\begin{aligned}\varepsilon(k+j) &= \mathbf{C}^{-1}\mathbf{F}_{2,j}\,\varepsilon(k)+\mathbf{C}^{-1}\mathbf{E}_{2,j}\mathbf{B}_R\,\delta u_2(k+j-1) &(4.20)\\ &\quad+\mathbf{E}_{2,j}\,b(k+j). &(4.21)\end{aligned}$$

En se souvenant de l'équation (4.6), on a toujours :

$$\forall j\quad y(k+j) = y_{\mathtt{th}}(k+j)+\varepsilon(k+j). \tag{4.22}$$

L'équation (4.19) ne contient aucune référence à des valeurs de la perturbation ; en effet, elle résulte de l'application de la composante u_1 de la commande au seul modèle théorique du système. Par conséquent, la prédiction $\hat{y}_{\mathtt{th}}(t+j)$ de la sortie théorique est directement donnée par :

$$\begin{aligned} \hat{y}_{\mathtt{th}}(k+j) &= y_{\mathtt{th}}(k+j) \\ &= \mathbf{F}_{1,j}\, y_{\mathtt{th}}(k) + \mathbf{E}_{1,j}\, \mathbf{B}\, \delta u_1(k+j-1). \end{aligned} \tag{4.23}$$

Dans (4.20), toutes les références à des valeurs de la perturbation pour des instants d'échantillonnage passés et présents ont été supprimées ; il ne subsiste plus que la combinaison linéaire $\mathbf{E}_{2,j}\, b(k+j)$ de valeurs futures de la perturbation ou du bruit. Or le bruit blanc $b(k)$ a été choisi centré par défi nition, et les valeurs $b(k+j)$ sont indépendantes des signaux mesurables à l'instant k ; la prédiction optimale à l'instant k de $\varepsilon(k+j)$, notée $\hat{\varepsilon}(k+j)$, peut donc être calculée comme :

$$\begin{aligned} \hat{\varepsilon}(k+j) &= E\{\varepsilon(k+j)\} \\ &= \mathbf{C}^{-1}[\mathbf{F}_{2,j}\, \varepsilon(k) + \mathbf{E}_{2,j}\, \mathbf{B}_R\, \delta u_2(k+j-1)]. \end{aligned} \tag{4.24}$$

On peut noter que cette expression met en évidence le fait que le terme $\mathbf{C}$ (le polynôme $c(z^{-1})$, cf. éq. 3.4.1)), permet de modifi er la dynamique de l'observateur (le prédicteur de la sortie) de la même façon que dans un fi ltre de Kalman. Ainsi, l'ajustement du polynôme $c(z^{-1})$ dans le modèle ARIMAX (4.1) permet de conférer au correcteur des propriétés de fi ltrage du bruit.

On remarquera aussi que les expressions des équations (4.23) et (4.24) font apparaître de façon découplée les deux composantes u_1 et u_2 de la commande $u(k)$ calculée par le correcteur. On rappelle que $\varepsilon(k) = y(k) - y_{\mathtt{th}}(k)$, avec $y(k)$ la mesure de la sortie du système à l'instant k, et $y_{\mathtt{th}}(k)$ obtenue comme la sortie du système dit *théorique* auquel on applique la composante $u_1(k)$ de la commande (cf. la première équation récursive du système (4.7)).

Séparation en réponse libre / réponse forcée

Dans l'équation (4.23) (respectivement (4.24)), le terme $\mathbf{E}_{1,j}\, \mathbf{B}\, \delta u_1(k+j-1)$ (resp. $\mathbf{E}_{2,j}\, \mathbf{B}_R\, \delta u_2(k+j-1)$) est une combinaison linéaire de valeurs de δu_1 (resp. δu_2) à des instants d'échantillonnage compris entre les instants $k - n_b - d$ (resp. $k - n_{b_R} - d$) et $k+j-1-d$; or la fonction de coût exprimée en (4.13), implique seulement les valeurs futures et la valeur présente de δu_1 et δu_2 ; aussi va-t'on chercher à séparer ces valeurs des valeurs passées dans les équations (4.23) et (4.24). Cette séparation peut être obtenue grâce à la résolution de deux équations diophantiennes supplémentaires : en $\mathbf{G}_{1,j}$ et $\mathbf{H}_{1,j}$ solutions de :

$$\mathbf{E}_{1,j}\, \mathbf{B} = \mathbf{G}_{1,j} + z^{-j}\, \mathbf{H}_{1,j} \tag{4.25}$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{G}_{1,j} &= G_{1,0}^{(j)} + G_{1,1}^{(j)} z^{-1} + \ldots + G_{1,j-1}^{(j)} z^{-j+1} \\ \mathbf{H}_{1,j} &= H_{1,0}^{(j)} + H_{1,1}^{(j)} z^{-1} + \ldots + H_{1,n_{h_1}}^{(j)} z^{-n_{h_1}}, \end{aligned} \tag{4.26}$$

et en $\mathbf{G}_{2,j}$ et $\mathbf{H}_{2,j}$, solutions de

$$\mathbf{E}_{2,j}\mathbf{B}\Delta_R = \mathbf{C}\mathbf{G}_{2,j} + z^{-j}\mathbf{H}_{2,j} \tag{4.27}$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{G}_{2,j} &= G_{2,0}^{(j)} + G_{2,1}^{(j)} z^{-1} + \ldots + G_{2,j-1}^{(j)} z^{-j+1} \\ \mathbf{H}_{2,j} &= H_{2,0}^{(j)} + H_{2,1}^{(j)} z^{-1} + \ldots + H_{n_{h_2}}^{(j)} z^{-n_{h_2}}. \end{aligned} \tag{4.28}$$

On a $n_{h_1} = \max(0, n_b + d) - 1$ et $n_{h_2} = \max(n_c, n_{b_R} + d) - 1$. Les matrices de polynômes $\mathbf{G}_{1,j}$, $\mathbf{H}_{1,j}$, $\mathbf{G}_{2,j}$ et $\mathbf{H}_{2,j}$ sont de dimension $n \times m$. Ces équations diophantiennes peuvent être résolues récursivement ; ce calcul est proposé dans les annexes A.1 et A.2.

L'introduction de (4.25) et (4.27) dans respectivement (4.23) et (4.24) conduit finalement à :

$$\hat{y}_{\mathtt{th}}(k+j) = \mathbf{G}_{1,j}\,\delta u_1(k+j-1) + \left[\mathbf{H}_{1,j}\,\delta u_1(k-1) + \mathbf{F}_{1,j} y_{\mathtt{th}}(k)\right] \tag{4.29}$$

$$\hat{\varepsilon}(k+j) = \mathbf{G}_{2,j}\,\delta u_2(k+j-1) + \mathbf{C}^{-1}\left[\mathbf{H}_{2,j}\,\delta u_2(k-1) + \mathbf{F}_{2,j}\,\varepsilon(k)\right] \tag{4.30}$$

Enfin, à l'aide de notations transparentes et similaires à celles utilisées pour le correcteur GPC standard au paragraphe 3.4.4 page 61, ces deux prédictions s'expriment maintenant sous forme vectorielle :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{y}}_{\mathtt{th}} &= \{\hat{y}_{\mathtt{th}}(k+j)\} &&= G_1\,\delta\mathbf{u}_1 + \mathbf{l}_1 \\ \hat{\varepsilon} &= \{\hat{\varepsilon}(k+j)\} &&= G_2\,\delta\mathbf{u}_2 + \mathbf{l}_2 \end{aligned}$$

Les vecteurs $\mathbf{l}_1$ et $\mathbf{l}_2$ sont les réponses libres des deux parties du correcteur. Dans l'écriture précédente interviennent les deux matrices $G_1 \in \mathbb{R}^{(N_2-N_1+1)n \times N_u m}$ et $G_2 \in \mathbb{R}^{(N_2-N_1+1)n \times N_u m}$ qui sont définies comme suit :

$$G_1 = \begin{bmatrix} G_{1,N_1-1} & \cdots & G_{1,0} & \cdots & \cdots & 0 \\ G_{1,N_1} & G_{1,N_1-1} & \cdots & G_{1,0} & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ G_{1,N_u-1} & G_{1,N_u-2} & G_{1,N_u-3} & \cdots & \cdots & G_{1,0} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ G_{1,N_2-1} & G_{1,N_2-2} & G_{1,N_2-3} & \cdots & G_{1,N_2-N_u+1} & G_{1,N_2-N_u} \end{bmatrix},$$

$$G_2 = \begin{bmatrix} G_{2,N_1-1} & \cdots & G_{2,0} & \cdots & \cdots & 0 \\ G_{2,N_1} & G_{2,N_1-1} & \cdots & G_{2,0} & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ G_{2,N_u-1} & G_{2,N_u-2} & G_{2,N_u-3} & \cdots & \cdots & G_{2,0} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ G_{2,N_2-1} & G_{2,N_2-2} & G_{2,N_2-3} & \cdots & G_{2,N_2-N_u+1} & G_{2,N_2-N_u} \end{bmatrix}.$$

Les éléments $G_{1,k}$ et $G_{2,k}$ de ces matrices, avec $0 \leq k \leq N_2 - 1$, sont les matrices réelles $n \times m$ qui sont les coeffi cients respectifs des matrices de polynômes $\mathbf{G}_{1,j}$ (voir équation (4.26)), et $\mathbf{G}_{2,j}$ (voir équation (4.28)). (On montre en annexe que $\forall j$, $G_{1,k}^{(j)} = G_{1,k}$ et $G_{2,k}^{(j)} = G_{2,k}$ pour simplifi er les écritures.)

Calcul de la solution optimale

En minimisant la fonction de coût (4.13) on obtient fi nalement la valeur optimale des incréments de commande :

$$\left\{ \begin{array}{rcccl} \delta\mathbf{u}_1^* & = & (G_1^T G_1 + \lambda I)^{-1} G_1^T (\mathbf{r} - \mathbf{l}_1) & = & K_1 (\mathbf{r} - \mathbf{l}_1) \\ \delta\mathbf{u}_2^* & = & -(G_2^T G_2 + \mu I)^{-1} G_2^T \mathbf{l}_2 & = & -K_2 \mathbf{l}_2. \end{array} \right. \tag{4.31}$$

Les deux matrices $K_1 \in \mathbb{R}^{N_u m \times (N_2 - N_1 + 1)n}$ et $K_2 \in \mathbb{R}^{N_u m \times (N_2 - N_1 + 1)n}$ sont les deux matrices de gain optimal du correcteur R-GPC. On remarquera que l'expression de $\delta\mathbf{u}_2$ ne fait pas intervenir le vecteur des consignes.

Ces matrices permettent de calculer à chaque itération la valeur des deux composantes $u_1(k)$ et $u_2(k)$ de la commande totale $u(k) = u_1(k) + u_2(k)$ envoyée au système commandé. Le correcteur R-GPC utilisant la technique de l'horizon fi ni fuyant, on procède comme au paragraphe 3.4.5, en ne considérant que la première valeur de $\delta\mathbf{u}_1^*$ et $\delta\mathbf{u}_2^*$, c'est-à-dire $\delta u_1(k)^*$ et $\delta u_2(k)^*$, et on a :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} u_1(k) & = & \delta u_1(k)^* + u_1(k-1) \\ u_2(k) & = & \delta u_2(k)^* + u_2(k-1) \end{array} \right.$$

soit

$$u(k) = u(k-1) + \delta u_1(k)^* + \delta u_2(k)^*. \tag{4.32}$$

4.4 Comportement du correcteur R-GPC en simulation

Dans cette partie, on donne des courbes de simulation du correcteur R-GPC, dans sa version mono-entrée / mono-sortie, afi n de montrer son comportement en présence de perturbations de sortie périodiques. Le système considéré pour la simulation est le même qu'au sous-chapitre 3.5, page 63, afi n que la comparaison soit immédiate. On réalise également un asservissement de position, comme sur le

schéma de la figure 3.3, avec les mêmes paramètres de réglage pour le correcteur. La perturbation de sortie que l'on considère est similaire à la précédente :

$$p(k) = 0,005 \sin\left(\frac{2\pi}{T^*}k\right) + 0,003 \sin\left(\frac{2\pi}{T^*/2}k + \pi/3\right)$$

avec $T^* = 60$, comptée en nombre de périodes d'échantillonnage ; la perturbation est donc périodique (son profil est montré sur la figure 4.6b), et l'on suppose que sa période est connue, pour que l'opérateur répétitif du correcteur R-GPC soit initialisé *a priori* avec cette valeur ($T = T^*$). La réponse du système corrigé bouclé est affichée sur la courbe de la figure 4.6a.

Les oscillations résiduelles ont une amplitude négligeable ; elle dépend à la fois de la bande passante du système initial et de la pondération μ de l'énergie de la commande (plus μ est grand et plus l'amplitude résiduelle est importante). Le profil de la commande calculée par le correcteur est montré sur la figure 4.7. Ses deux composantes, qui correspondent d'une part au suivi de la consigne d'entrée (un échelon de 0,02 m) et d'autre part au rejet de la perturbation $p(k)$, sont affichées sur les courbes de la figure 4.8.

Les paramètres du correcteur, dans cette simulation, sont identiques à ceux choisis au sous-chapitre 3.5, avec $\mu = 0,6$ et $\lambda = 0,05$, sauf que le polynôme $c(z^{-1})$ est pris égal à :

$$c(z^{-1}) = 1 - 0,999\,z^{-1}.$$

Ce choix pour c a pour effet d'éliminer presque totalement le deuxième intégrateur introduit par le correcteur ; c joue également le rôle d'un filtre du premier ordre qui agit directement sur le bruit de mesure. Les courbes de la figure 4.9 montrent les performances du même correcteur dans les mêmes conditions lorsque le polynôme est $c(z^{-1}) = 1$: la qualité du rejet de perturbation par le système corrigé n'est pas affectée (fig. 4.9a), même si le transitoire de la réponse apparaît être d'amplitude plus faible ; mais le transitoire de commande correspondant est d'amplitude plus élévée (fig. 4.9b), ce qui peut éventuellement poser des problèmes de saturation du système réel.

En conclusion, on a vérifié que le correcteur R-GPC est capable d'assurer le rejet de perturbations de sortie périodiques et en échelon.

4.5 Conclusion

Ce chapitre a proposé l'écriture d'un modèle de bruit répétitif dans le modèle ARIMAX utilisé pour le calcul du correcteur GPC standard. Le développement d'un tel modèle est apparu compatible avec la prise en compte de perturbations périodiques ayant un profil quelconque et une période connue et fixe. De plus, des simulations ont montré que l'utilisation d'un second modèle, non répétitif et sans terme de bruit, comme *modèle interne*, fournit un moyen d'estimer la contribution de la perturbation dans la mesure. Ceci a conduit à la définition d'un correcteur

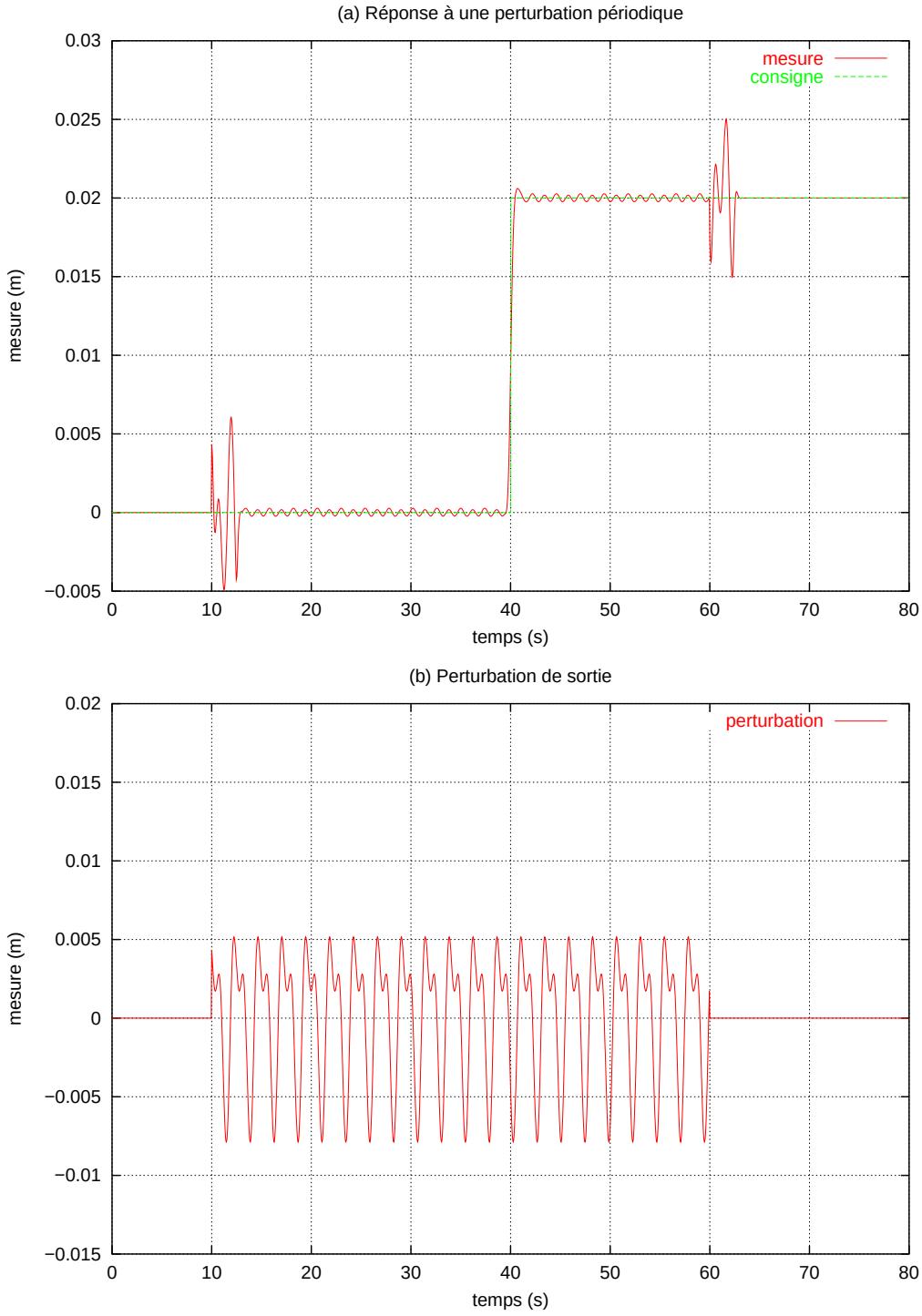


Fig. 4.6: Réponse du système corrigé par le correcteur R-GPC à une perturbation périodique de sortie. *(a) Sortie du système ; (b) profil de la perturbation périodique de sortie, dont la période est supposée connue (ici égale à* $60 \times 0,040 = 2,4$ *s).*

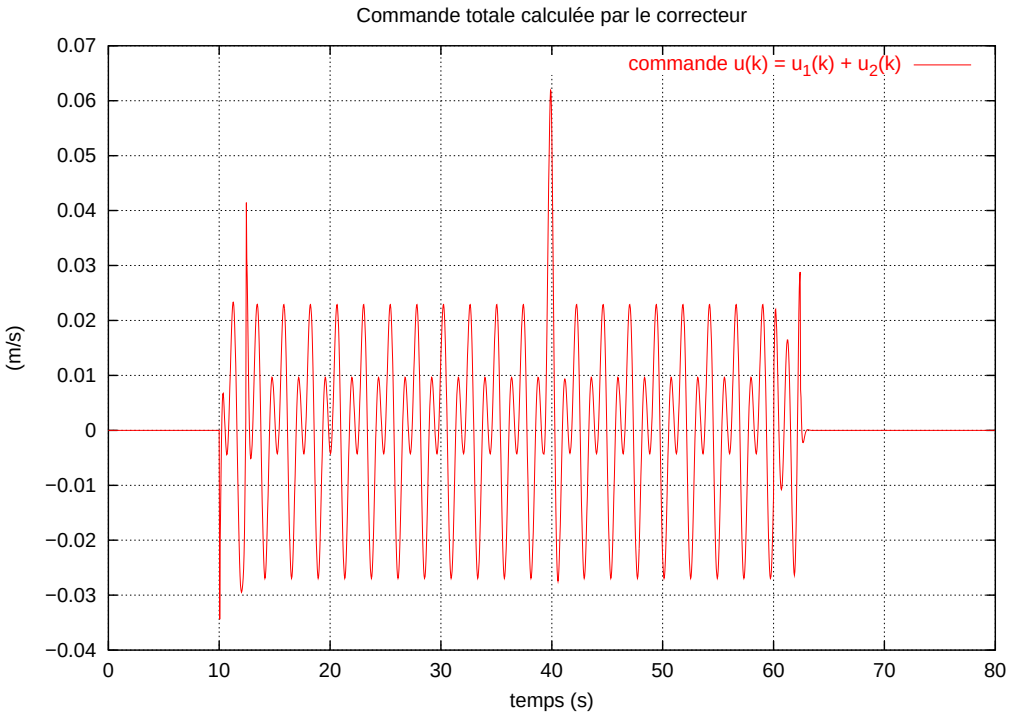


Fig. 4.7: Profil de la commande calculée par le correcteur R-GPC sur la figure 4.6a. *Cette commande se décompose en deux termes, dont les profils respectifs sont affichés sur la figure 4.8.*

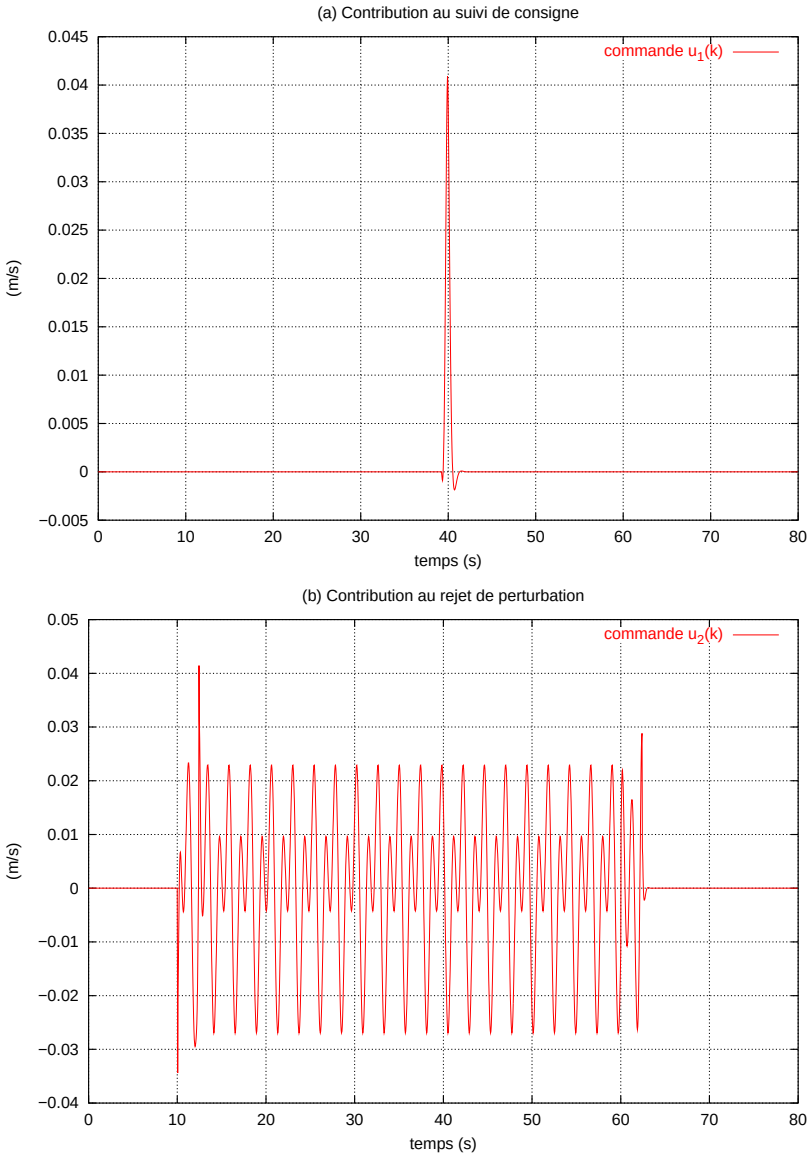


Fig. 4.8: Composantes de la commande calculée par le correcteur R-GPC sur la figure 4.7. *(a) Composante $u_1(k)$ responsable du suivi de l'échelon ; (b) composante $u_2(k)$ qui assure l'atténuation de la perturbation de sortie.*

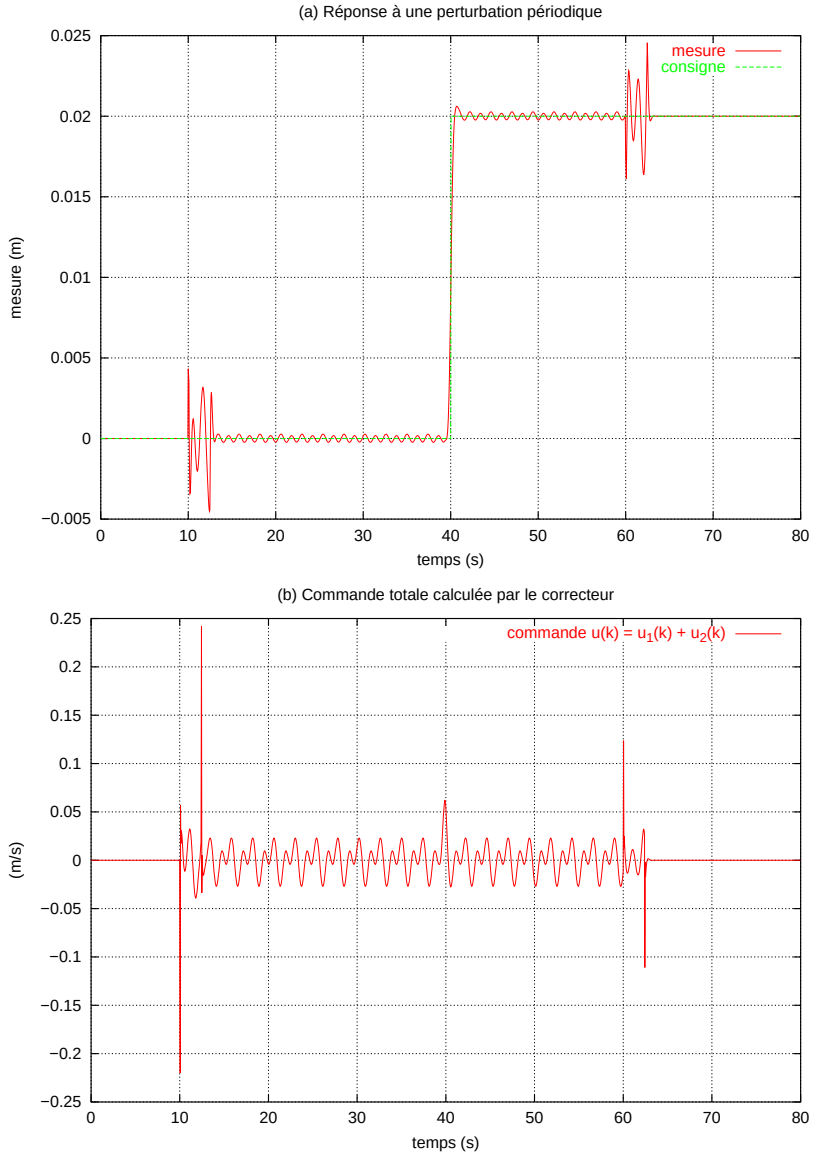


Fig. 4.9: Réponse du système corrigé par le correcteur R-GPC à une perturbation périodique de sortie, avec $c(z^{-1}) = 1$. *(a) Sortie du système ; (b) profil de la commande totale appliquée au système. Le transitoire de commande est d'amplitude élevée, ce qui peut saturer le système réel.*

appelé R-GPC dans la suite du document. L'écriture de sa fonction de coût a défi ni de façon naturelle un mode de commande autonome (lié au rejet de perturbation) et un mode de commande dédié à l'utilisateur (le chirurgien) qui détermine les consignes à suivre.

L'utilisation du correcteur R-GPC est validée expérimentalement pour la compensation du mouvement respiratoire du foie d'un porc vivant au chapitre 6, dans le cadre de l'asservissement par vision d'un robot de chirurgie.

Le principe utilisé de la séparation de la commande est facilement applicable dans le cas d'une mesure entachée d'une seule perturbation périodique. Une autre méthode liée au fi ltrage adaptatif est présentée dans le chapitre suivant pour la compensation d'un mélange de deux perturbations périodiques.

Chapitre 5

Suivi du cœur battant par un robot médical

Après la compensation du mouvement respiratoire, le problème du suivi du cœur battant est d'un intérêt particulier en chirurgie robotisée. Le mouvement du cœur est très complexe et beaucoup plus rapide que le mouvement des organes induit par la respiration. Dans le contexte de la chirurgie à cœur ouvert ou de la chirurgie cardiaque à invasion minimale, le myocarde se déplace dans la cage thoracique sous l'influence à la fois de son activité propre, et de la respiration, qui imprime un mouvement lent au thorax. L'algorithme de commande d'un robot de chirurgie cardiaque par asservissement visuel doit par conséquent prendre en compte la présence d'une double perturbation. Cette double perturbation a des fréquences très différentes (environ 1,5 Hz pour les battements du cœur et 0,25 Hz pour la respiration), par conséquent elle n'entre plus dans le modèle du chapitre précédent. En outre, la période de la respiration devient très longue par rapport à la période d'échantillonnage nécessaire pour observer le battement cardiaque, ce qui nécessite le stockage d'un grand nombre de données et donne un correcteur d'ordre très élevé.

Dans ce chapitre, on présente l'utilisation combinée de la commande prédictive (voir le paragraphe 3.4) et du filtrage adaptatif, dans le cas où la période des deux mouvements est fixe et connue. On propose la définition d'un observateur adaptatif pour séparer les contributions des deux perturbations, et on propose de corriger les consignes futures d'un GPC standard à l'aide de ces prédictions.

Le principe du filtrage adaptatif consiste à injecter un signal à l'entrée du procédé pour annuler la perturbation, tout en utilisant un algorithme d'identification à chaque instant à la sortie du procédé, pour estimer la perturbation résiduelle. Le principe est rappelé dans la première partie du chapitre, où l'on décrit également l'algorithme d'identification d'harmonique utilisé.

La deuxième partie propose la définition d'un observateur adaptatif de pertur-

bation, en se basant sur l'algorithme d'identification d'harmonique précédent. Le fonctionnement temporel et fréquentiel de cet observateur est illustré sur un signal cardiaque réel.

La troisième partie explique comment on peut corriger l'horizon de consigne d'un correcteur GPC à l'aide des prédictions fournies par l'observateur, pour prendre en compte de façon optimale les deux composantes périodiques de la perturbation cardiaque. Le schéma de commande obtenu est appelé GPC+A dans la suite du document.

Les limites de la méthode sont discutées dans la quatrième partie.

Enfin, la cinquième partie présente comment il est possible de tirer parti de la configuration dite « de la caméra déportée » pour mesurer la contribution du mouvement du cœur dans les images fournies par la caméra d'observation. Le chapitre se termine avec des simulations qui illustrent le comportement de la méthode de commande proposée.

5.1 Commande adaptative

L'annulation adaptative *par précompensation* [18] permet d'atténuer des perturbations périodiques dans une boucle de commande. Elle a été utilisée dans de nombreux problèmes impliquant des systèmes mécaniques tournants, le contrôle du bruit ou de vibrations. Les techniques d'annulation adaptative sont en général très efficaces pour supprimer les effets de perturbations périodiques avec des paramètres inconnus.

C'est une approche particulièrement bien adaptée au problème de rejet de perturbations purement harmoniques, c'est-à-dire constituées uniquement d'une fréquence pure, ou de quelques harmoniques.

La commande adaptative a été implémentée pour différentes applications : la compensation de l'excentricité d'un rouleau [26], par exemple dans les systèmes d'enroulement de bande à grande vitesse [192, 193], la commande active d'un système de suspension [40], le rejet de perturbations sinusoïdales dans les disques durs à haute performance [155], la réduction de bruit acoustique [10, 11], etc.. Cette approche permet de rejeter des perturbations de période fixe, éventuellement inconnue, ou de période variant lentement dans le temps.

La commande adaptative est notamment mise en œuvre dans l'application de magnétocardiographie décrite dans [149]. La magnétocardiographie est une technique encore expérimentale pour la mesure de l'activité magnétique du cœur, dans laquelle la mesure est effectuée à l'aide d'un dispositif à base de matériaux supraconducteurs, qui doivent être refroidis par cryogénie pendant leur utilisation. Le système de refroidissement fonctionne à l'aide de moteurs linéaires, dont les vibrations perturbent la mesure du champ magnétique. La loi de commande utilisée a pour objectif d'ajouter à la commande des moteurs la quantité qui permet d'annuler l'effet de ces vibrations.

Il existe essentiellement 2 familles d'algorithmes utilisés pour l'identification d'harmoniques, qui se distinguent principalement par la manière dont la perturbation est paramétrée.

La première famille d'algorithmes est basée sur une boucle à verrouillage de phase/amplitude qui est similaire à la boucle de verrouillage de phase de Costa dans le problème de la démodulation synchrone [196]. Elle a été proposée par Bodson et Douglas [18] et implémentée avec succès sur des dispositifs d'annulation active de bruit (voir Bodson *et al.* [19] et Wu et Bodson [191]). Dans cet algorithme, l'amplitude et la phase de la perturbation en entrée sont estimées séparément. Dans la nomenclature de Bodson et Douglas [18], c'est une approche dite directe car la période du signal peut directement être estimée à partir de la phase instantanée. Les auteurs de [16] montrent l'amélioration que cette méthode apporte pour l'annulation de vibrations répétitives. Une version discrète est discutée dans [17]. Elle peut être étendue au cas de composantes sinusoïdales multiples.

La seconde famille d'algorithmes se base sur une approche plus classique du filtrage adaptatif, dans laquelle on cherche à estimer l'amplitude de deux composantes du signal en quadrature de phase l'une de l'autre. C'est une approche dite indirecte dans la nomenclature de Bodson et Douglas [18], car elle nécessite la connaissance *a priori* de la période de la perturbation. En supposant que cette période est connue, Bodson *et al.* ont montré dans [20] que l'algorithme est équivalent à une loi de commande par modèle interne [58] (c'est-à-dire similaire à la commande répétitive). Cette approche a été implémentée avec succès sur un support de disque magnétique [155] ; des simulations de la version discrète de l'algorithme sont présentées dans [100] pour annuler des harmoniques multiples dues à l'excentricité dans un moulin rotatif.

C'est cette deuxième méthode qui est considérée dans la suite du chapitre parce que les périodes des perturbations cardiaques à filtrer peuvent effectivement être déterminées au préalable. En effet, dans le contexte chirurgical, elles sont directement indiquées par les appareils qui maintiennent le patient sous anesthésie générale (respirateur artificiel, etc.).

5.1.1 Algorithme d'identification adaptative d'harmoniques

L'algorithme d'identification d'harmoniques est à la base de l'algorithme de rejet adaptatif de perturbation. La version « indirecte » (Bodson et Douglas [18]) d'un tel algorithme est présentée ici, en vue de son utilisation en conjonction avec un correcteur GPC. Il s'agit d'estimer en temps réel l'amplitude de deux composantes d'un signal qui sont en quadrature de phase l'une par rapport à l'autre.

Soit $y(k)$ un signal échantillonné et $p(k)$ une perturbation de sortie sinusoïdale. La mesure échantillonnée totale est égale à

$$y_p(k) = y(k) + p(k) \tag{5.1}$$

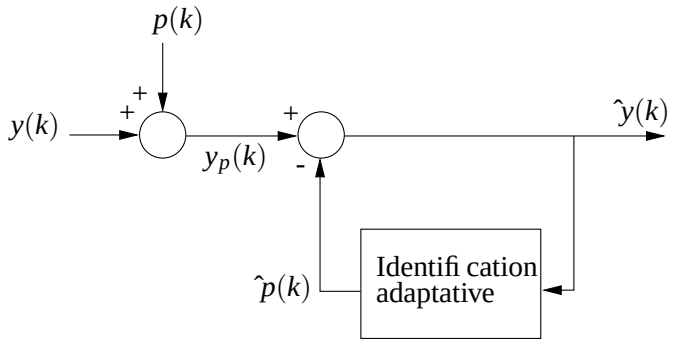


Fig. 5.1: Schéma-bloc pour le filtrage adaptatif d'un signal perturbé. *Le filtre adaptatif utilise un mécanisme d'identification harmonique qui estime la valeur de la perturbation $p(k)$. L'algorithme est détaillé sur la figure 5.2 ; il implémente la loi de gradient (5.9).*

et on souhaite éliminer la perturbation. On écrit le signal $p(k)$ comme

$$p(k) = A_p(k)\cos(2k\pi/T_p + \phi_p(k)) \tag{5.2}$$

Il s'agit d'un signal harmonique pur, dont la période est égale à T_p, comptée en nombre de périodes d'échantillonnage. On pose :

$$\alpha \triangleq \alpha(k) = 2k\pi/T_p \tag{5.3}$$
$$\theta_c(k) = A_p(k)\cos(\phi(k)) \tag{5.4}$$
$$\theta_s(k) = A_p(k)\sin(\phi(k)). \tag{5.5}$$

On peut alors écrire $p(k)$ sous la forme équivalente :

$$p(k) = \theta_c(k)\cos(\alpha) - \theta_s(k)\sin(\alpha). \tag{5.6}$$

Si on est capable d'estimer $\hat{\theta}_c(k)$ et $\hat{\theta}_s(k)$ en ligne, alors on peut calculer à chaque instant l'estimée $\hat{p}(k)$ de la perturbation,

$$\hat{p}(k) = \hat{\theta}_c(k)\cos(\alpha) - \hat{\theta}_s(k)\sin(\alpha). \tag{5.7}$$

En retranchant cette estimée de la mesure totale, on obtient une estimée du signal initial non perturbé, que l'on note $\hat{y}(k)$:

$$\hat{y}(k) = y_p(k) - \hat{p}(k) = y(k) + (p(k) - \hat{p}(k)). \tag{5.8}$$

Le filtre adaptatif ou algorithme d'identification harmonique est défini de telle sorte que la quantité $p(k) - \hat{p}(k)$ converge vers zéro, de sorte que $\hat{y}(k)$ tende vers $y(k)$. Il procède selon la loi de gradient suivante (voir [20]) :

$$\begin{bmatrix} \hat{\theta}_c(k) \\ \hat{\theta}_s(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{\theta}_c(k-1) \\ \hat{\theta}_s(k-1) \end{bmatrix} - g\,T_e \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \\ -\sin(\alpha) \end{bmatrix} \hat{y}(k) \tag{5.9}$$

où T_e est la période d'échantillonnage et $g \in \mathbb{R}^{+*}$ est le gain d'adaptation. Comme $\hat{\theta}_c(k)$ et $\hat{\theta}_s(k)$ dépendent à la fois de $\phi_p(k)$ et de $A_p(k)$, le filtre harmonique est capable de s'adapter en ligne aux variations de phase et d'amplitude de la perturbation.

La figure 5.1 montre le schéma-bloc global du filtrage du signal $y(k)$. L'algorithme d'identification harmonique est représenté sous forme schématique sur la figure 5.2.

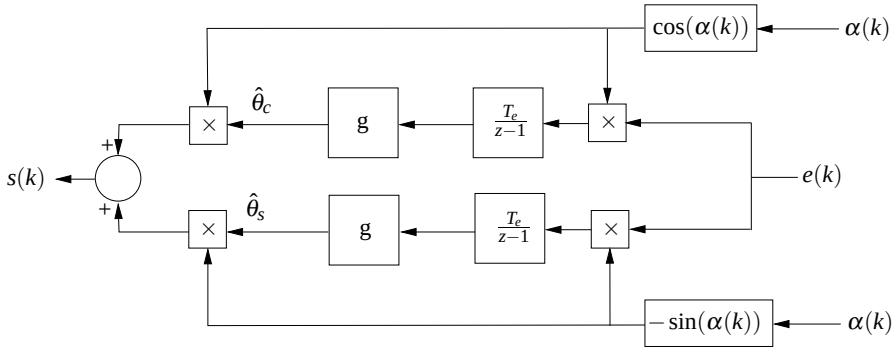


Fig. 5.2: Schéma-bloc pour l'identification harmonique adaptative (dite indirecte ; d'après [192]). *L'algorithme a pour entrée le signal* $e(k) = \hat{y}(k)$ *et pour sortie* $s(k) = \hat{p}(k)$ *(équation (5.7)).* Le paramètre g (un réel positif) est le gain d'adaptation.

On peut montrer que le gain g représente la bande passante d'un filtre passe-bas du premier ordre [18]. Par conséquent sa valeur doit être suffisamment faible pour filtrer les hautes fréquences non désirées dans le signal, mais assez élevée pour assurer une convergence rapide de la loi de gradient de l'équation (5.9). On choisira habituellement g comme

$$g = \frac{1}{10} \times \frac{2\pi}{T_p T_e} \tag{5.10}$$

pour assurer un bon compromis entre ces deux exigences [192]. Une démonstration de la stabilité de l'algorithme discret avec cette valeur de g a été effectuée dans le travail de Xu *et al.* [192].

5.1.2 Exemple de la séparation de deux sinusoïdes

On illustre le fonctionnement du mécanisme de filtrage adaptatif et d'identification harmonique décrit précédemment, en considérant le filtrage de la fonction échantillonnée suivante :

$$f(k) = 30\sin(2k\pi T_e/T_1) + 12\sin(2k\pi T_e/T_2), \ \forall\, k \geq 1000. \tag{5.11}$$

La période d'échantillonnage est $T_e = 0,002$ s et les deux périodes sont $T_1 = 1250\,T_e$ et $T_2 = 306\,T_e$. On pose :

$$f_1(k) = 30\sin(2k\pi\,T_e/T_1),\ \forall\, k \geq 1000 \quad (5.12)$$
$$f_2(k) = 12\sin(2k\pi\,T_e/T_2),\ \forall\, k \geq 1000. \quad (5.13)$$

Le signal est représenté sur la courbe de la figure 5.3.

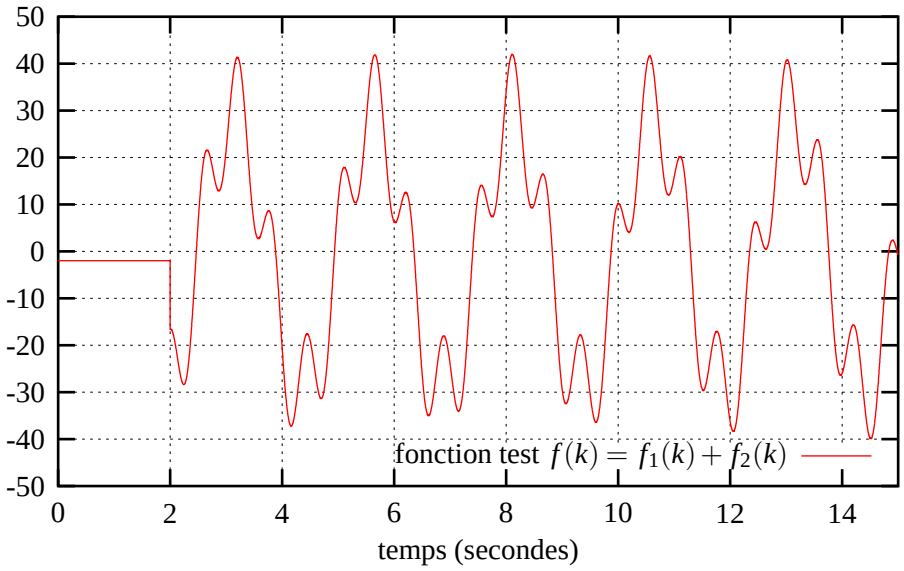


Fig. 5.3: Fonction test $f(k) = 30\sin(2k\pi\,T_e/T_1) + 12\sin(2k\pi\,T_e/T_2)$.

On considère que la fonction $f_2(k)$ est une perturbation pour la fonction $f(k)$. On règle donc le filtre adaptatif de la figure 5.1 sur la période T_2 et on applique l'algorithme avec :

$$\begin{aligned} y_p &= f \\ y &= f_1 \\ p &= f_2 \end{aligned}$$

Le gain d'adaptation est pris égal à 1 par application numérique de (5.10). L'action du filtre est d'atténuer, d'*éteindre*, la composante de période T_2 dans la fonction $f(k)$. Par conséquent le signal filtré est la fonction $\hat{f}_1(k)$ (figure 5.4), et l'algorithme d'identification harmonique converge vers l'opposé de l'estimée $\hat{f}_2$ (figure 5.5).

5.1.3 Interprétation fréquentielle

Le spectre de la fonction $f(k)$ contient deux raies qui correspondent aux deux fréquences $1/T_1$ et $1/T_2$. Comme le filtre identifie l'amplitude et la phase de la

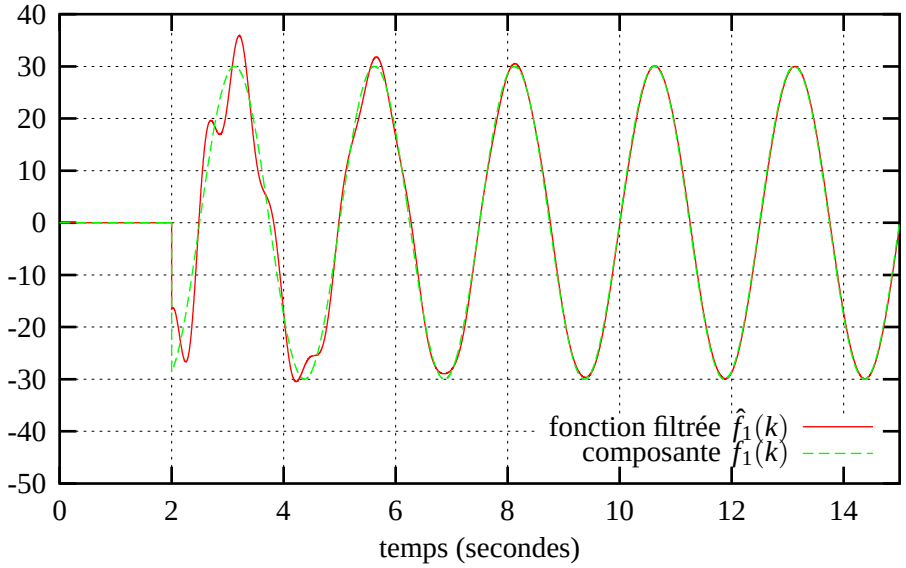


Fig. 5.4: Fonction filtrée. *Le filtre adaptatif permet de retrouver la composante $f_1(k)$ recherchée dans le signal total.*

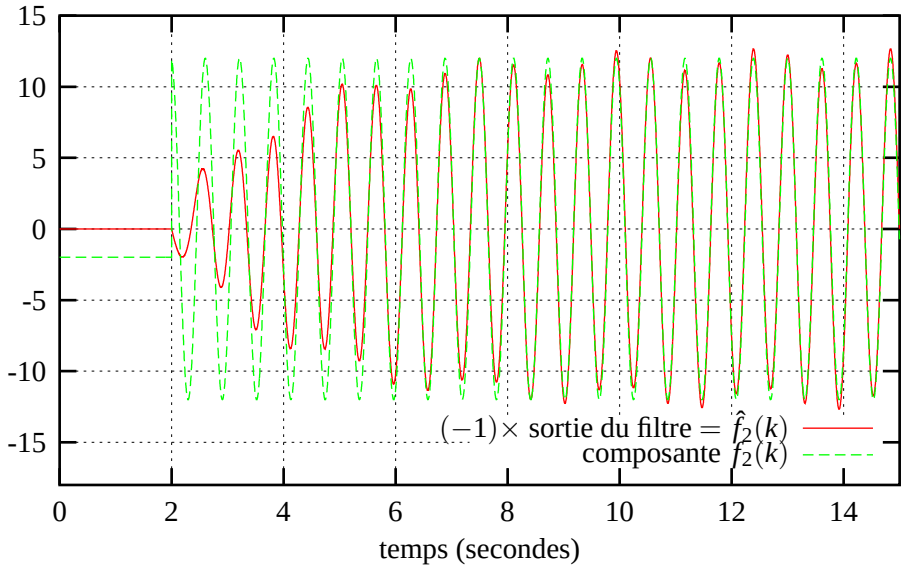


Fig. 5.5: Sortie de l'algorithme d'identification harmonique. *Son opposé converge vers la composante $f_2(k)$ du signal total.*

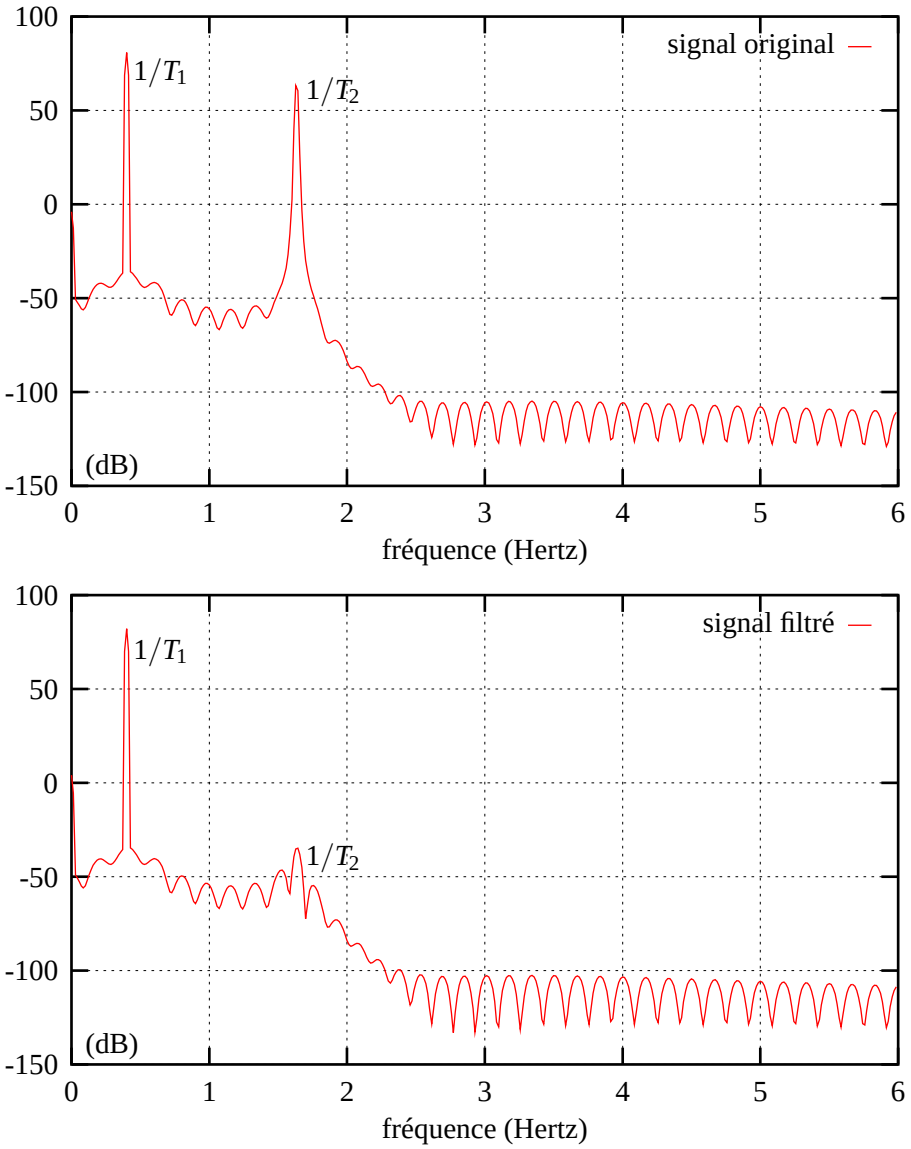


Fig. 5.6: Densité spectrale de puissance de la fonction $f(k) = f_1(k) + f_2(k)$ originale (en haut) et filtrée (en bas). *La fonction filtrée a un spectre proche de celui de la fonction $f_1(k)$ recherchée.*

composante T_2, et la retranche du signal total, sa raie disparaît donc du signal filtré (fig. 5.6). Le spectre obtenu est donc celui de la fonction $f(k)$ recherchée.

5.2 Observateur adaptatif de perturbation

On considère à présent un signal périodique échantillonné $q^*(k)$ *quelconque*, de période T_q :

$$\forall k,\ \ q^*(k+T_q) = q^*(k). \tag{5.14}$$

On modélise le signal q^* comme étant constitué d'un ensemble de M harmoniques, $M \in \mathbb{N}^*$:

$$q^*(k) \approx q(k) = \sum_{i=1}^{M} a_i \cos(2\pi k\, i/T_q) - b_i \sin(2\pi k\, i/T_q). \tag{5.15}$$

T_q est la période fondamentale du modèle, T_q/i sont ses harmoniques et M est l'ordre de l'harmonique la plus élevée. Les variables a_i et b_i sont les inconnues qui donnent l'amplitude des deux composantes en quadrature de chaque harmonique.

On peut identifier chacune des composantes du modèle à l'aide de l'algorithme d'identification présenté dans la partie précédente du chapitre. Il suffit pour cela de considérer chaque composante $p_i(k) = a_i \cos(\alpha_i) - b_i \sin(\alpha_i)$, avec $\alpha_i = 2\pi k\, i/T_q$:

$$q(k) = \sum_{i=1}^{M} p_i(k). \tag{5.16}$$

En assemblant les filtres adaptatifs associés à chaque période T_q/i, on obtient le schéma de la figure 5.7.

On définit alors l'observateur adaptatif de perturbation $\mathscr{O}(q)$ comme étant le système représenté sur la figure 5.8. Si $y_q(k) = y(k) + q^*(k)$ est le signal d'entrée et que $q^*(k)$ est une perturbation T_q-périodique, l'observateur fournit en sortie à chaque instant l'estimée $\hat{y}(k)$ et $\hat{q}(k)$ des deux composantes de l'entrée. Il modélise la perturbation à l'aide de ses M premières harmoniques. Son rôle est donc de décomposer un signal contenant une partie périodique.

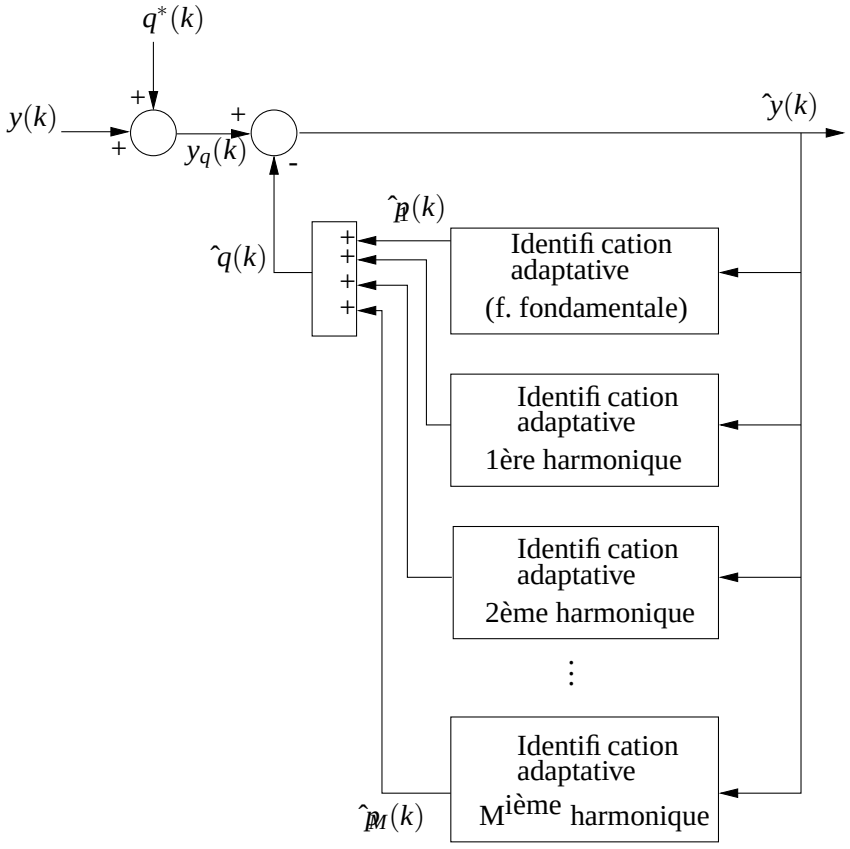


Fig. 5.7: Schéma-bloc du filtrage d'un signal périodique quelconque $q^*(k)$.

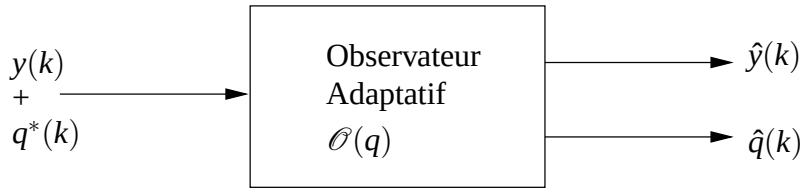


Fig. 5.8: Définition de l'observateur adaptatif de perturbation $\mathcal{O}(q)$. *La fonction $q^*(k)$ est une fonction périodique quelconque de période T_q.*

5.2.1 Analyse d'un signal cardiaque

On applique maintenant l'observateur adaptatif au problème de l'analyse d'un signal cardiaque réel. Ce signal, qu'on note $s^*(k)$, a été enregistré à partir du cœur battant d'un porc sous anesthésie générale, à l'aide du dispositif de mesure visuelle qui a été présenté au paragraphe 2.4, page 44[1]. La courbe de la figure 5.9 montre un enregistrement de 10000 échantillons de $s^*(k)$, avec une période d'échantillonnage $T_e = 0,002$ s.

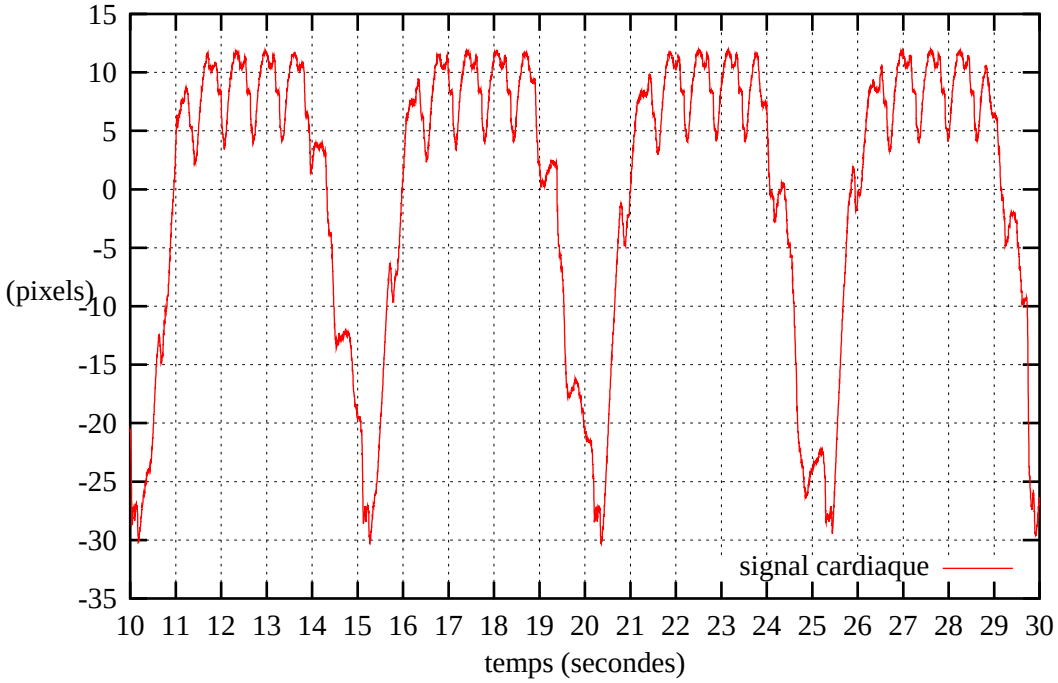


Fig. 5.9: Exemple d'un signal cardiaque enregistré sur cœur battant. *La courbe laisse apparaître très clairement deux composantes : une composante à variations rapides due aux battements du cœur et une composante plus lente mais de plus grande amplitude due aux mouvements respiratoires.*

On remarque sur la courbe que le signal est composé de deux signaux périodiques de périodes différentes. Les variations rapides et d'amplitude moyenne correspondent aux mouvements dus aux battements propres du cœur. Les variations plus lentes et de grande amplitude sont celles dues aux mouvements du cœur qui sont engendrés par le va-et-vient de la respiration. Lors de l'acquisition, les appareils de respiration artificielle et de contrôle de la fréquence cardiaque indiquaient $F_v = 24$ min^{-1} (fréquence ventilatoire) et $F_c = 94$ min^{-1} (fréquence cardiaque), ce qui est équivalent à une période $T_v = 1250\,T_e$ pour la respiration

[1] enregistrement des variations selon la verticale de l'image de la position d'un marqueur fixé au cœur

et $T_c = 318\,T_e$ pour le battement propre du cœur. On note $s_v^*(k)$ et $s_c^*(k)$ les deux composantes du signal cardiaque dues respectivement à la respiration et aux battements cardiaques ; on peut donc écrire :

$$\forall k, \quad s^*(k) = s_v^*(k) + s_c^*(k) + b(k) \tag{5.17}$$

où b(k) est un bruit blanc indépendant qui représente le bruit de la mesure dans l'image. Pour analyser le signal $s^*(k)$, on considère que la composante $s_c^*(k)$ est une perturbation et que la fonction $s_v^*(k)$ est la composante que l'on cherche à extraire par filtrage. Après étude du spectre de puissance de $s^*(k)$ (figure 5.11), on choisit de modéliser $s_c^*(k)$ à l'aide de ses 5 premières harmoniques, qui sont les plus représentatives des battements cardiaques. On définit par conséquent l'observateur $\mathcal{O}(s_c)$:

- le premier algorithme d'identification harmonique est réglé sur la période fondamentale du battement cardiaque, $T_c = 318\ T_e$; le gain d'adaptation est pris égal à 1 ;
- les quatre filtres suivants sont positionnés sur les 4 harmoniques $T_c/2$, ..., $T_c/5$; les gains d'adaptation respectifs sont égaux à $2, \ldots, 5$.

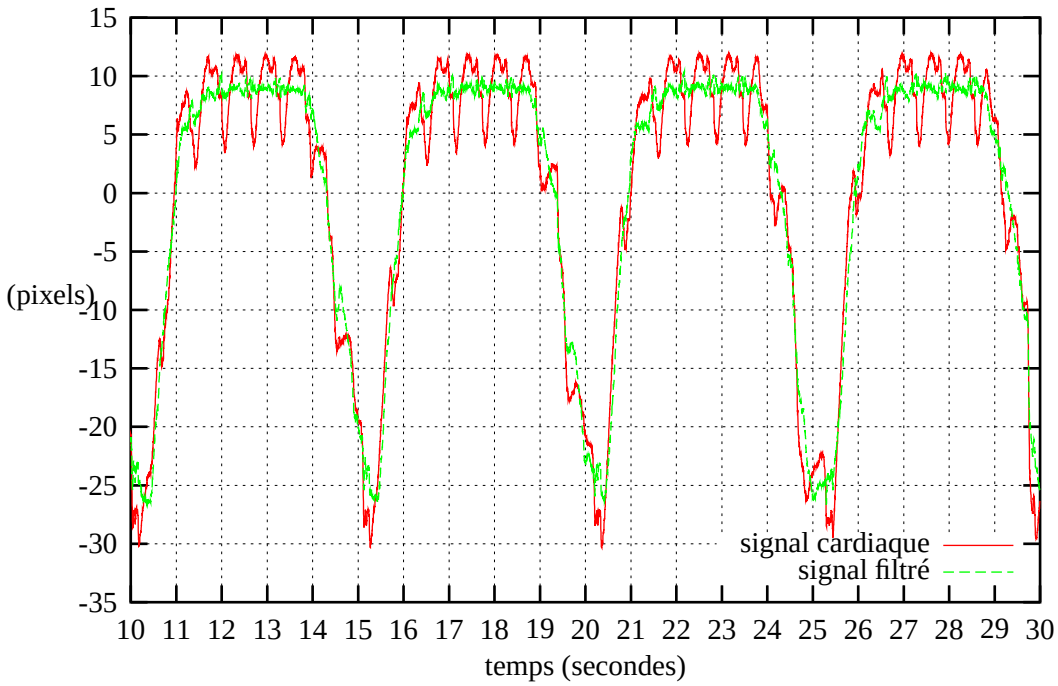


Fig. 5.10: Signal cardiaque original et signal filtré de la composante respiratoire en simulation. *Le signal original (en traits pleins) est la fonction $s^*(k)$. Le filtrage à l'aide de l'observateur adaptatif $\mathcal{O}(s_c)$ permet d'obtenir une estimée $\hat{s}(k)$ de la composante respiratoire (en pointillés).*

L'observateur fournit à chaque instant k une estimée de la composante $\hat{s}_c(k)$ des battements propres du cœur, ainsi qu'une estimée $\hat{s}_v(k)$ de la composante respiratoire. Sur la courbe de la figure 5.10, on a superposé le signal initial de la figure 5.9 et la sortie du filtre ; on voit que l'on arrive grâce à l'observateur à isoler la composante respiratoire, et ce, sans déphaser le signal.

L'interprétation fréquentielle du filtrage est représentée sur les spectres de puissance de la figure 5.11. Les raies qui correspondent à T_c, $T_c/2$, ..., $T_c/5$ ont une amplitude atténuée par rapport au spectre du signal original. L'effet de l'observateur adaptatif est donc d'*éteindre* 5 fréquences cardiaques dans le signal total $s^*(k)$, le reste du spectre n'étant pas modifié par le filtrage. Ceci montre l'aspect sélectif des filtres adaptatifs.

On aurait pu également analyser le signal en considérant l'observateur $\mathcal{O}(s_v)$, mais la période associée à la respiration étant plus grande que celle associée aux battements du cœur, sa convergence aurait été moins rapide qu'avec $\mathcal{O}(s_c)$. La qualité du filtrage obtenu dépend bien entendu du nombre d'harmoniques considérées dans le modèle ; de bons résultats ont été obtenus pour le signal test avec la valeur $M = 5$.

5.3 Correction adaptative de la consigne d'un correcteur GPC

On propose maintenant d'utiliser l'observateur adaptatif $\mathcal{O}(s_c)$ précédent en conjonction avec un correcteur GPC standard. On définit un correcteur appelé GPC+A dans la suite du document, qui tire profit de la capacité de la commande prédictive à anticiper ses futures consignes lorsqu'elles sont connues ou prédictibles. On suppose qu'à un instant k donné, la mesure va varier à cause des perturbations au cours des N_2 pas suivants selon les mêmes proportions qu'au cours des instants passés. On va alors corriger la consigne de l'asservissement avec la contribution des futures perturbations, pour permettre au correcteur de commander des déplacements du robot qui vont venir anticiper les variations futures de la mesure.

Soit $\mathbf{r}$ le vecteur des consignes de l'asservissement sur l'horizon de prédiction, tel qu'il a été défini au paragraphe 3.4 :

$$\mathbf{r} = \begin{bmatrix} r(k+N_1) \\ r(k+N_1+1) \\ \vdots \\ r(k+j) \\ \vdots \\ r(k+N_2-1) \\ r(k+N_2) \end{bmatrix}. \tag{5.18}$$

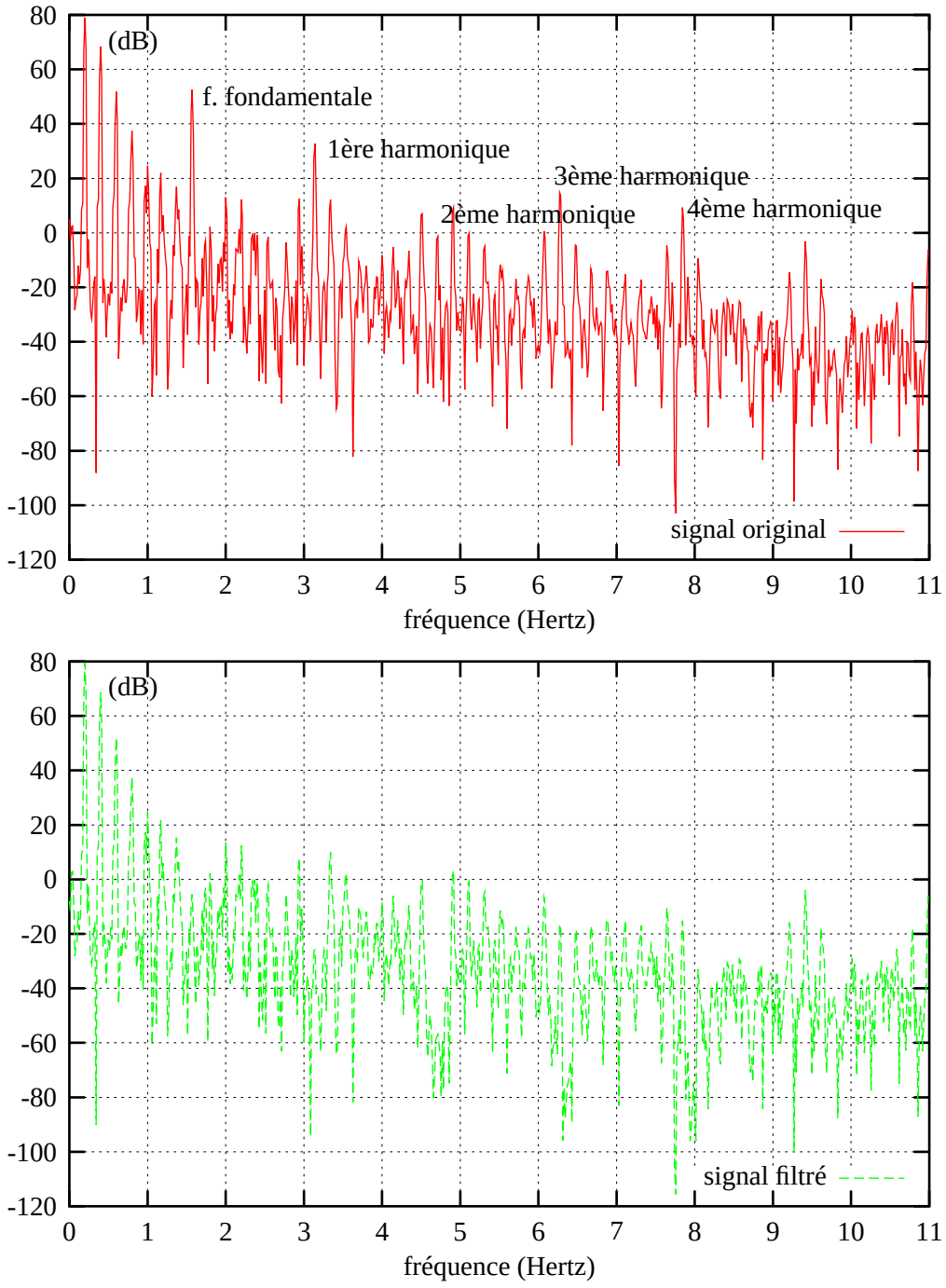


Fig. 5.11: Densité spectrale de puissance du signal cardiaque original (en haut) et du signal filtré (en bas) (simulation). *Le signal filtré a 5 raies atténuées qui correspondent à des fréquences de battement du cœur.*

On utilise les T_c dernières estimations de la composante cardiaque, et les T_v dernières estimations de la composante respiratoire, qui sont disponibles à l'instant courant k, pour définir la consigne corrigée $\tilde{\mathbf{r}}$:

$$\tilde{\mathbf{r}} = \begin{bmatrix} \tilde{r}(k+N_1) \\ \tilde{r}(k+N_1+1) \\ \vdots \\ \tilde{r}(k+j) \\ \vdots \\ \tilde{r}(k+N_2-1) \\ \tilde{r}(k+N_2) \end{bmatrix} \tag{5.19}$$

avec

$$\begin{aligned} \tilde{r}(k+j) \;=\; r(k+j) \;& -(s_c(k+j|k)-s_c(k|k)) \\ & -(s_v(k+j|k)-s_v(k|k)) \end{aligned} \tag{5.20}$$

où les prédictions

$$s_c(k+j|k) = \hat{s}_c(k-T_c+j) \tag{5.21}$$
$$s_v(k+j|k) = \hat{s}_v(k-T_v+j) \tag{5.22}$$

sont les sorties passées de l'observateur de perturbation, $\forall j \in [[N_1, N_2]]$ et

$$s_c(k|k) = \hat{s}_c(k-T_c) \tag{5.23}$$
$$s_v(k|k) = \hat{s}_v(k-T_v) \tag{5.24}$$

sont les estimées de la perturbation à la période précédente ; on considère ainsi que le cycle de perturbation est constant d'une période à l'autre. Par conséquent, on retranche à la consigne initiale, qui est donnée par l'utilisateur, la variation estimée de la mesure entre l'instant $k+j$ et l'instant courant k. Ceci permet au correcteur d'anticiper les futures variations de la mesure qui sont dues aux deux perturbations. On notera que l'on considère les *variations* des estimations des perturbations, plutôt que les estimations absolues. Ceci a pour effet de « recaler » les prédictions à chaque instant, et vise à rendre robuste la correction de la consigne aux variations de la valeur moyenne des perturbations et aux changements de la consigne du chirurgien. L'équation (5.20) s'écrit encore :

$$\tilde{r}(k+j) = r(k+j) + (1-z^j)\,(\hat{s}_c(k-T_c) + \hat{s}_v(k-T_v)). \tag{5.25}$$

En général, on a $N_2 < \min(T_c, T_v)$, sinon on prend l'indice j modulo T_c pour $\hat{s}_c(k-T_c+j)$ et modulo T_v pour $\hat{s}_v(k-T_v+j)$.

Le schéma-bloc du correcteur GPC+A peut être représenté comme sur la figure 5.12, où r est la grandeur de consigne de l'asservissement (donnée par le chirurgien). Représenter les grandeurs de l'asservissement à l'aide de notations scalaires est un abus puisqu'elles sont en réalité des vecteurs ; mais cela permet de simplifier la lecture du schéma.

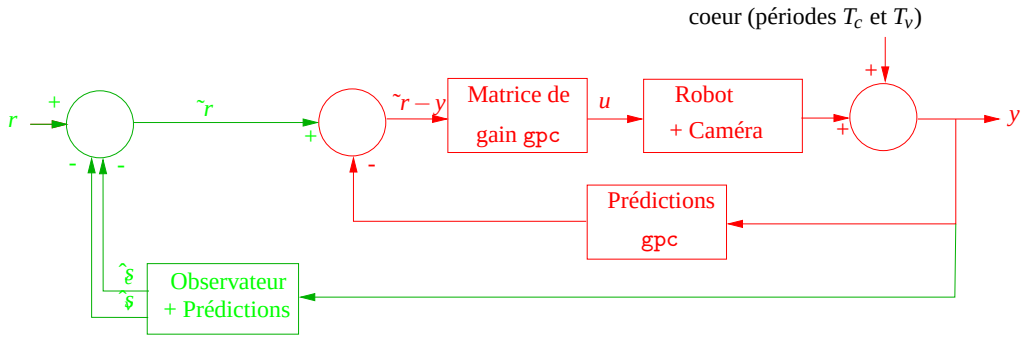


Fig. 5.12: Schéma-bloc équivalent du schéma de commande GPC+A. *Le correcteur fonctionne à l'aide d'un mécanisme de correction adaptative, qui calcule, à partir de la mesure courante, les variations à ajouter à la consigne pour prendre en compte la double perturbation de sortie. Le correcteur peut être représenté à l'aide d'un* GPC *classique (partie centrale) et de l'observateur adaptatif de perturbation (boucle de retour inférieure) ; r est la grandeur de consigne du chirurgien.*

5.4 Limites de la méthode

On peut trouver quelques limites à l'utilisation d'un observateur adaptatif pour le suivi de mouvements périodiques :

- effet de génération d'harmoniques : en multipliant le signal d'entrée par le cosinus et le sinus de la fréquence à fi ltrer, le fi ltre adaptatif injecte des harmoniques supplémentaires dans le signal de sortie, qui ne sont pas nécessairement présentes dans le signal initial. L'observateur peut donc ajouter du bruit à haute fréquence. Par conséquent, il est essentiel de valider *a priori* le nombre et la fréquence des harmoniques considérées dans le modèle d'une perturbation. L'étude de la densité spectrale permet de sélectionner les harmoniques les plus représentatives, qui ne sont pas nécessairement toutes consécutives dans le spectre, comme c'était le cas dans le modèle (5.15) ;
- l'utilisation de l'observateur suppose qu'à chaque instant d'échantillonnage, il est possible de calculer la contribution de la perturbation dans la mesure courante. Or, dans un asservissement, le but étant de rejeter la perturbation, celle-ci n'est plus visible dans la sortie mesurée lorsque le régime permanent est établi, et par conséquent, elle devient plus diffi cile à observer (problème bien connu en commande adaptative). Une solution à ce problème est apportée par l'utilisation de la technique de l'asservissement visuel avec caméra fi xe, où la caméra observe en permanence l'ensemble des mouvements du robot et du cœur. Cette méthode qui est utilisée pour les tests expérimentaux du correcteur GPC+A est présentée dans le paragraphe suivant.

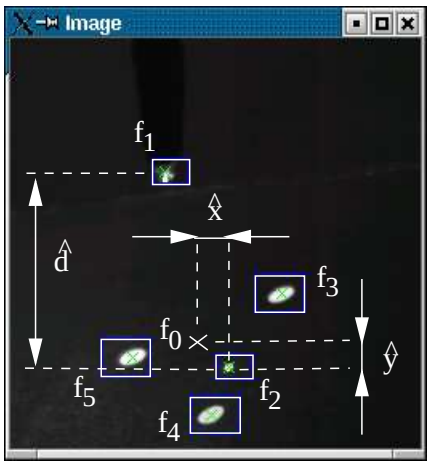


Fig. 5.13: Définition des primitives visuelles pour la mesure des mouvements du cœur. *On considère trois degrés de déformation dans l'image : $\hat{d}$, $\hat{x}$ et $\hat{y}$.*

5.5 Observateur de perturbation en asservissement visuel

Le principe de l'asservissement visuel à partir d'une caméra fixe (aussi appelé « à caméra déportée », [81]) a pour intérêt principal de permettre l'observation de tous les mouvements du robot et de la cible, même pendant la phase d'asservissement proprement dite. Cela n'est pas le cas avec une caméra embarquée [81], où l'asservissement par vision a pour effet de rendre immobile le contenu de l'image. De plus, il est plus difficile d'avoir une caméra fixe dans les conditions d'opération à thorax fermé et l'on travaillera par conséquent à thorax ouvert.

Le mouvement vu par la caméra d'observation fixe est celui des primitives visuelles qui ont été définies au chapitre 2. Elles sont rappelées sur la figure 5.13. Il s'agit de :

- la marque lumineuse placée à l'extrémité de l'instrument tenu par le robot (point $\mathbf{f}_1$). Le mouvement de ce point n'est dû qu'au déplacement du robot, qui est généré par l'asservissement ;
- les primitives fixées à la surface du cœur (les points $\mathbf{f}_3$, $\mathbf{f}_4$, $\mathbf{f}_5$, ... et le point barycentre $\mathbf{f}_0$), qui ne se déplacent que sous l'effet des mouvements cardiaques et de respiration (la perturbation) ;
- la primitive projetée (spot laser) depuis l'instrument sur la surface du cœur (point $\mathbf{f}_2$), qui se déplace à la fois à cause de l'asservissement et de la perturbation.

On définit à présent le point corrigé $\tilde{\mathbf{f}}_2(k)$ comme :

$$\tilde{\mathbf{f}}_2(k) = \mathbf{f}_2(k) - \hat{J} \begin{bmatrix} q_2(k) - q_2(0) \\ q_3(k) - q_3(0) \end{bmatrix} \tag{5.26}$$

$\hat{J}$ désigne le Jacobien image [81] de la confi guration relative entre l'instrument, la caméra et la surface du cœur. Il contient les coeffi cients de couplage en pixel/rad, qui relient les mouvements du laser dans l'image (le point $\mathbf{f}_2(k) = [f_{2_x}(k), f_{2_y}(k)]$) aux mouvements des deux axes q_2 et q_3 du robot. Il est identifi é au cours d'une phase d'initialisation.

Si les tissus sur lesquels est projeté le spot laser $\mathbf{f}_2$ sont immobiles, alors $\forall k \geq 0$, on a

$$\tilde{\mathbf{f}}_2(k) = \mathbf{f}_2(0) \tag{5.27}$$

c'est-à-dire que le point laser corrigé est immobile, quels que soient les mouvements effectués par le robot, sur les axes 1, 2, et 3 depuis l'instant $k = 0$. En effet, les mouvements selon l'axe 1 ne changent pas la position du spot laser dans l'image puisque l'instrument est positionné de façon verticale ; et la quantité $\hat{J}[\,(q_2(k) - q_2(0))\ (q_3(k) - q_3(0))\,]^T$ retranche le mouvement dû au déplacement des axes 2 et 3. Par conséquent, les variations des coordonnées $[\tilde{f}_{2_x}(k), \tilde{f}_{2_y}(k)]$ de $\tilde{\mathbf{f}}_2(k)$ ne dépendent que du mouvement de la surface et donc constituent la perturbation. On peut donc les utiliser pour calculer les trois mesures corrigées suivantes, qui deviennent indépendantes du mouvement du robot :

– la mesure $\hat{d}(k)$ est corrigée en $\hat{\tilde{d}}(k)$:

$$\hat{\tilde{d}}(k) = \sqrt{[\tilde{f}_{2_x}(k) - f_{2_x}(0)]^2 + [\tilde{f}_{2_y}(k) - f_{2_y}(0)]^2} \tag{5.28}$$

– la mesure $\hat{x}(k)$ est corrigée en $\hat{\tilde{x}}(k)$:

$$\hat{\tilde{x}}(k) = \tilde{f}_{2_x}(k) - f_{2_x}(0) - f_{0_x}(k) + f_{0_x}(0) \tag{5.29}$$

– la mesure $\hat{y}(k)$ est corrigée en $\hat{\tilde{y}}(k)$:

$$\hat{\tilde{y}}(k) = \tilde{f}_{2_y}(k) - f_{2_y}(0) - f_{0_y}(k) + f_{0_y}(0) \tag{5.30}$$

Ces trois quantités mesurent la perturbation qui est induite par le mouvement des marqueurs, c'est-à-dire par le battement cardiaque et la respiration. La mesure directe de ces valeurs est possible seulement parce que la caméra est indépendante du robot. Ces trois mesures corrigées servent d'entrée à l'observateur adaptatif de perturbation. On rappelle que la partie GPC du correcteur GPC+A utilise dans sa boucle de retour (fi g. 5.12) les trois mesures de mouvement $(\hat{d}(k), \hat{x}(k), \hat{y}(k))$ qui ont été défi nies au paragraphe 2.4 comme :

– $\hat{d}(k)$ est la distance relative, en pixels, entre l'organe ou les tissus et l'instrument. Elle est calculée comme

$$\hat{d}(k) = \sqrt{[f_{2_x}(k) - f_{1_x}(k)]^2 + [f_{2_y}(k) - f_{1_y}(k)]^2}; \tag{5.31}$$

– $\hat{x}(k)$ est l'écart selon la direction horizontale de l'image entre la position du cœur (le point $\mathbf{f}_0$) et celle du spot laser (le point $\mathbf{f_2}$). Il est calculé en pixels comme :

$$\hat{x}(k) = f_{2_x}(k) - f_{0_x}(k); \tag{5.32}$$

– $\hat{y}(k)$ est l'écart selon la direction verticale de l'image entre la position du cœur (le point $\mathbf{f}_0$) et celle du spot laser (le point $\mathbf{f_2}$). Il est calculé en pixels comme :

$$\hat{y}(k) = f_{2_y}(k) - f_{0_y}(k). \tag{5.33}$$

5.6 Comportement du système de suivi en simulation

Dans cette partie, on donne des courbes de simulation du correcteur GPC+A, dans sa version mono-entrée / mono-sortie, afi n de montrer son comportement sur un système dont la transmittance échantillonnée est

$$G(z^{-1}) = \frac{q_2(k)}{\dot{q}_2^*(k)} = \frac{10^{-3}\,(0,0797 + 0,0721\,z^{-1} - 0,1029\,z^{-2})\,z^{-d}\,z^{-1}}{1 - 2,1751\,z^{-1} + 1,2563\,z^{-2} + 0,1339\,z^{-3} - 0,2151\,z^{-4}}$$

où $d = 2$ est le retard pur du système. Ce modèle est celui obtenu pour la fonction de transfert de l'axe 2 (rotation) d'un robot médical prototype de la société Sinters (voir le chapitre suivant), par identifi cation à l'aide d'une séquence binaire pseudo-aléatoire d'échelons, avec une période d'échantillonnage $T_e = 0,002$ s. L'entrée du système est la vitesse de rotation désirée $\dot{q}_2^*(k)$ de l'axe, en rad·s^{-1} ; la sortie est la mesure de position $q_2(k)$ de l'axe, en radians.

Le modèle est écrit sous la forme conforme à l'équation (3.1), on a donc :

$$\begin{aligned} B(z^{-1}) &= 10^{-3}\,(0,0797 + 0,0721\,z^{-1} - 0,1029\,z^{-2})\,z^{-d} \\ A(z^{-1}) &= 1 - 2,1751\,z^{-1} + 1,2563\,z^{-2} + 0,1339\,z^{-3} - 0,2151\,z^{-4}. \end{aligned}$$

On réalise un asservissement de position de ce système à l'aide d'un correcteur GPC+A, selon le schéma-bloc de la fi gure 5.12. Les paramètres du GPC sont choisis de la façon suivante :

$$\begin{array}{rcll} N_1 &=& 4 & \text{: horizon d'initialisation} \\ N_2 &=& 60 & \text{: horizon de prédiction} \\ N_u &=& 10 & \text{: horizon de commande} \\ \lambda &=& 0,01 & \text{: pondération de la commande.} \end{array} \tag{5.34}$$

Le polynôme de couleur $c(z^{-1})$ est pris égal à

$$c(z^{-1}) = 1 - 0,999\,z^{-1}.$$

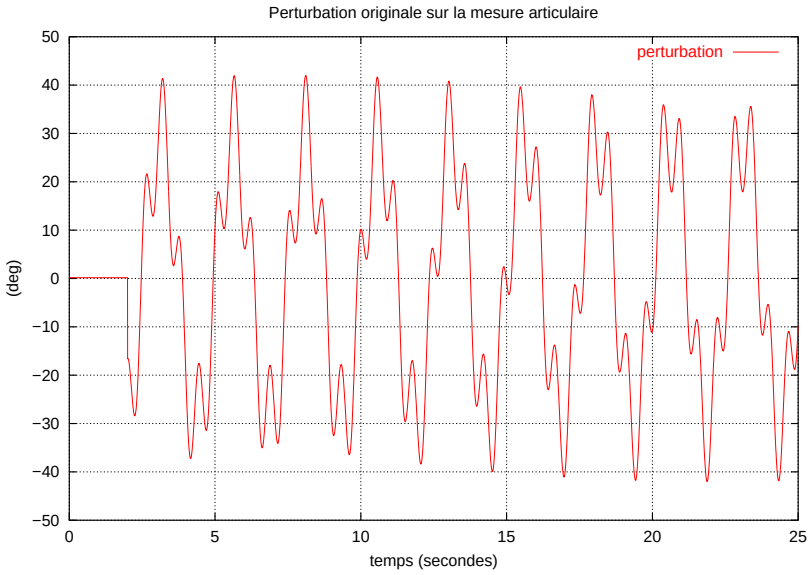


Fig. 5.14: Profil de la perturbation de sortie $f(k)$.

La perturbation de sortie est le signal

$$f(k) = 30\pi/180 \sin(2k\pi T_e/T_1) + 12\pi/180 \sin(2k\pi T_e/T_2) \quad (5.35)$$
$$f(k) = f_1(k) + f_2(k) \quad (5.36)$$

avec $T_1 = 1250\,T_e$, $T_2 = 306\,T_e$ et

$$f_1(k) = 30\pi/180 \sin(2k\pi T_e/T_1) \quad (5.37)$$
$$f_2(k) = 12\pi/180 \sin(2k\pi T_e/T_2). \quad (5.38)$$

La courbe de la figure 5.15 montre la réponse du système à un échelon de consigne de 10 degrés en présence de la perturbation, sans utiliser d'observateur adaptatif (le correcteur est donc équivalent à un GPC standard). On voit que la sortie du système est une version atténuée de la perturbation, d'amplitude crête à crête de plus de 10 degrés. L'atténuation est réalisée par la capacité du correcteur GPC à rejeter des perturbations de sortie quelconques.

On suppose qu'à chaque instant, on peut mesurer la valeur de la perturbation $f(k)$ ou ses variations. Par conséquent, on peut utiliser un observateur adaptatif de perturbation ; on choisit de le régler sur la période T_2/T_e et de corriger la consigne du correcteur GPC précédent à l'aide des prédictions des deux composantes de $f(k)$. La courbe de la figure 5.16 montre la sortie du système avec le correcteur GPC+A ainsi obtenu. Après un transitoire correspondant au temps de convergence de l'observateur, le rejet du signal de perturbation est amélioré et celui-ci a une amplitude crête à crête de moins de 3 degrés. La convergence de l'observateur est illustrée sur la figure 5.17 où l'on a représenté la grandeur $r(k) + [\hat{f}_1(k - T_1/T_e) -$

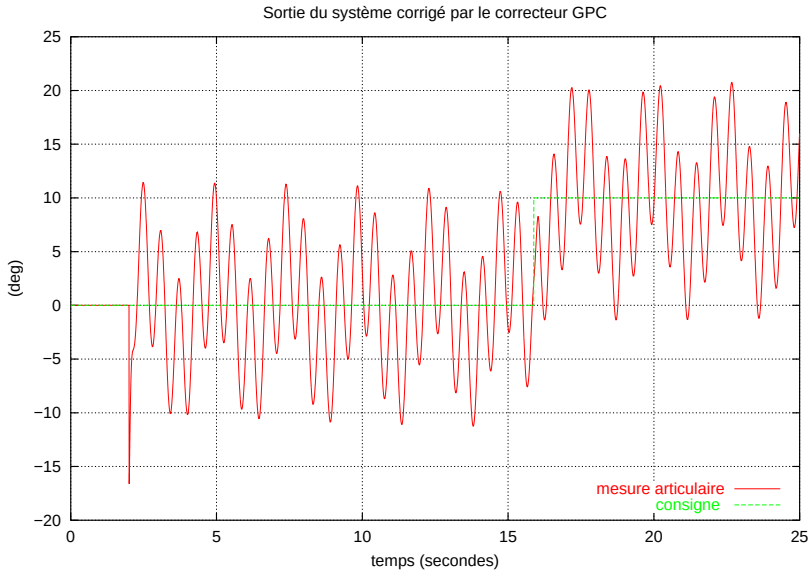


Fig. 5.15: Réponse du système corrigé par un GPC standard à un échelon en présence de la perturbation de sortie $f(k)$.

$\hat{f}_1(k)] + [\hat{f}_2(k - T_2/T_e) - \hat{f}_2(k)]$. La consigne $r(k)$ étant égale à 0 degré jusqu'à $t = 16$ s puis à 10 degrés à partir de $t = 16$ s, la courbe montre l'évolution de l'erreur d'estimation entre l'instant courant et la période précédente pour les deux composantes de la perturbation. L'erreur résiduelle de convergence ne dépend pas de la variation de la consigne $r(k)$. Elle a une amplitude inférieure à 2 degrés. Elle correspond à la valeur résiduelle de $\hat{f}_1(k - T_1/T_e) - \hat{f}_1(k)$ alors que celle de $\hat{f}_2(k - T_2/T_e) - \hat{f}_2(k)$ a convergé vers 0.

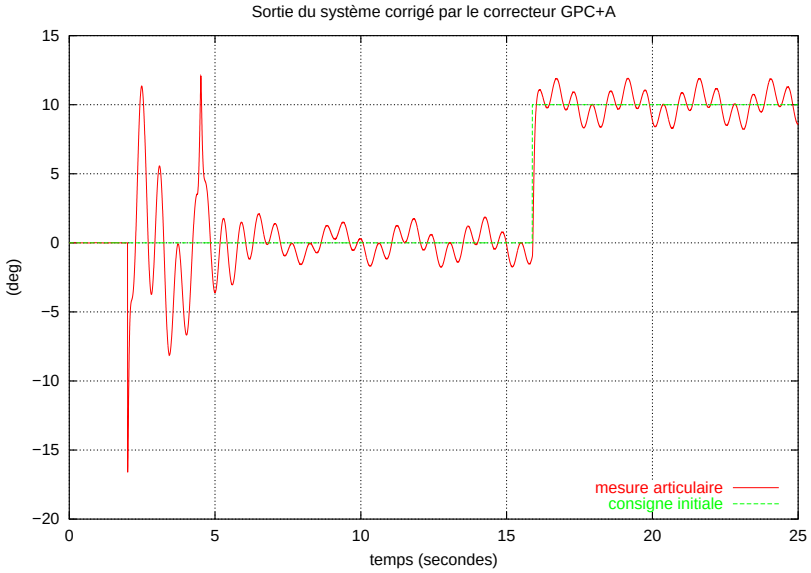


Fig. 5.16: Réponse du système corrigé par un GPC+A à un échelon de consigne en présence de la perturbation de sortie $f(k)$.

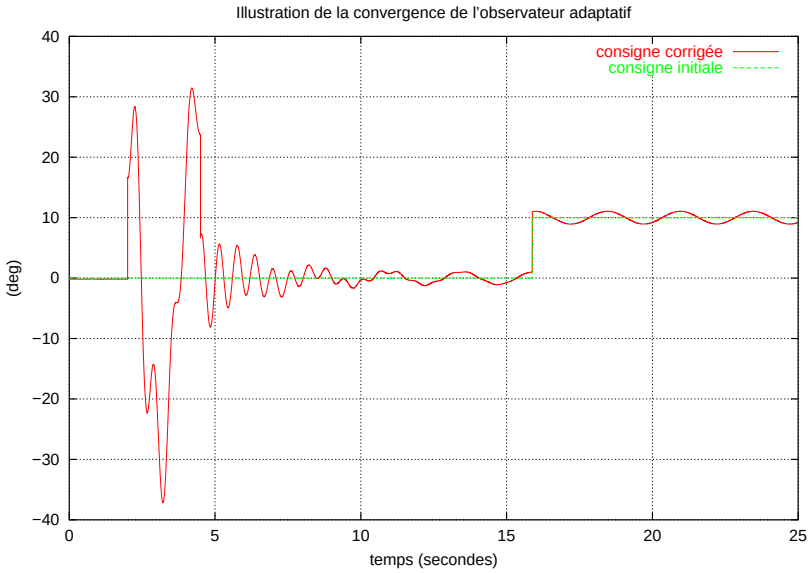


Fig. 5.17: Profil de l'erreur d'estimation de l'observateur de perturbation pour la figure 5.16.

5.7 Conclusion

Ce chapitre a rappelé le principe de l'identification harmonique ou filtrage adaptatif utilisé en commande adaptative pour l'annulation de perturbations périodiques. Le fonctionnement du filtre a été illustré en simulation et a servi de base à la définition d'un observateur adaptatif de perturbation. Ce dernier permet d'isoler la composante périodique d'un signal quelconque grâce à un modèle simple pris sous la forme d'une somme de quelques harmoniques. La méthode a pu être validée en simulation à partir d'un signal cardiaque enregistré en conditions réelles. La qualité du filtrage dépend du nombre d'harmoniques considérées dans le modèle.

Le principe d'observation adaptative a ensuite été utilisé dans le cadre d'un correcteur GPC afin de prédire les composantes futures d'un signal de perturbation à deux composantes périodiques. Le fait de superposer les prédictions de la perturbation à l'horizon de consigne du correcteur (donné par le chirurgien) permet d'améliorer nettement la performance du rejet de perturbation. Ceci a été vérifié en simulation.

L'utilisation de l'observateur est compatible avec le dispositif d'asservissement visuel à caméra déportée, pour lequel il est possible de définir des primitives visuelles indépendantes du mouvement du robot. Le correcteur GPC avec correction de consigne par observation adaptative est désigné par l'appellation GPC+A ; il est employé dans le chapitre suivant pour le suivi du cœur battant par un robot médical.

Chapitre 6

Manipulations et résultats expérimentaux

Robotics is the intelligent connection of perception to action.
Définition de la robotique par le Pr. Brady (Oxford University)

Ce chapitre présente les expériences qui ont été réalisées pour valider expérimentalement l'utilisation des correcteurs prédictifs introduits dans les chapitres 4 et 5.

Les expérimentations menées sont de deux types, sur plate-forme expérimentale *de laboratoire* d'une part, et en conditions opératoires réelles *in vivo*, sur porc vivant sous anesthésie générale, d'autre part. Les tests *in vivo* ont été effectués dans la salle d'opération de l'IRCAD [84].

Un premier dispositif utilisant le robot de manipulation laparoscopique Aesop de Computer Motion est présenté dans la première partie de ce chapitre. Il s'agit de compenser les mouvements respiratoires du foie en chirurgie laparoscopique, en commandant au robot les déplacements appropriés par asservissement visuel. Différentes expériences sont décrites et de nombreuses courbes et données décrivant le comportement du système de compensation sont présentées et analysées.

Un deuxième dispositif a été mis en place autour d'un prototype de robot médical de la société Sinters SA de Toulouse afi n de suivre les mouvements rapides d'un cœur battant, en chirurgie cardiaque ouverte, par asservissement visuel rapide. Le robot est présenté dans la deuxième partie de ce chapitre. On propose la description de différentes expériences et l'analyse de plusieurs courbes et données expérimentales qui décrivent le comportement du système de suivi de cœur battant.

6.1 Compensation du mouvement respiratoire

Un robot manipulateur Aesop, mis à disposition gracieusement par Computer Motion, Inc., sert aux expériences de compensation du mouvement respiratoire dans le contexte de la chirurgie laparoscopique. Les organes internes, comme le foie par exemple, subissent un mouvement périodique à cause de la respiration du patient pendant l'opération. L'amplitude et la fréquence de ce mouvement sont contrôlées par le dispositif d'anesthésie générale qui est mis en place par l'équipe chirurgicale au cours de la phase de conditionnement du patient. On peut mesurer le mouvement à l'aide de l'instrument à pointeur laser présenté au paragraphe 2.4. La respiration agit comme une perturbation pour le système de contrôle d'un robot de chirurgie, et dans le cas des robots télé-opérés, la perturbation est particulièrement critique lorsqu'il s'agit d'effectuer des tâches précises à la surface d'un organe. Dans cette partie, on propose l'utilisation du correcteur R-GPC présenté au chapitre 4 pour filtrer mécaniquement le mouvement du foie par asservissement visuel. Le but est de commander au robot Aesop les déplacements articulaires qui permettent à son instrument de monter/descendre selon son axe afin de conserver à une valeur constante la distance entre son extrémité et la surface de l'organe. On montre que la compensation intervient comme un mode de fonctionnement semi-autonome du robot, dont les consignes de position restent déterminées par le chirurgien. On compare le comportement du correcteur à celui d'un GPC standard.

Les paragraphes 6.1.1 et 6.1.2 présentent l'architecture du robot Aesop et sa géométrie. Le paragraphe 6.1.3 donne les modèles utilisés dans le correcteur R-GPC et le schéma-bloc de l'asservissement. La partie 6.1.4 présente le dispositif d'expérimentation qui a été mis en place au laboratoire, à l'aide d'une minitourelle orientable à 1 degré de liberté, pour simuler le mouvement d'un foie. Les résultats obtenus sont également décrits dans cette partie. Le foie d'un porc vivant en conditions d'opération laparoscopiques sert à la validation en conditions réelles dans la partie 6.1.5. Les résultats obtenus sont décrits dans cette partie.

6.1.1 Présentation du robot médical Aesop

Le robot Aesop est utilisé cliniquement déjà depuis quelques années dans de nombreux hôpitaux tout autour du monde pour différents types d'opérations. Il sert essentiellement au maintien et au positionnement de la caméra endoscopique par commande manuelle ou par commande vocale du chirurgien.

Le robot est un bras manipulateur de type Scara qui est constitué d'un chaînage de 8 corps solides reliés entre eux par 7 axes. Le premier axe est une liaison prismatique et les 6 axes suivants sont des liaisons rotoïdes. L'un des axes est en réalité fixe, mais son orientation peut être ajustée à différentes valeurs (paramètre θ_c, voir l'annexe B). Seules les articulations 1, 2, 3 et 6 sont motorisées, les axes 4 et 5 sont libres (voir la figure 6.1). Chacun des axes est muni d'un capteur de position absolue, ce qui signifie que le robot n'a pas à être « recalé » lors de son

initialisation.

L'axe bloqué permet d'incliner manuellement l'avant-bras vers le bas selon sept positions angulaires prédéfinies mécaniquement. L'intérêt de ce degré de liberté est de faciliter la mise en place initiale du robot pour accéder de manière optimale à l'espace de travail nécessaire à l'intervention chirurgicale. La position de l'axe fixe reste bloquée et constante tout au long de l'intervention.

Les axes 4, 5 et 6 forment un poignet qui sert au maintien d'un endoscope ou d'un instrument chirurgical. La solution technique retenue par le fabricant du robot pour respecter la contrainte cinématique introduite par le point d'incision consiste à rendre les axes 4 et 5 passifs. L'orientation de l'endoscope ou de l'instrument par rapport au point d'incision est par conséquent libre selon ces deux axes, et se trouve définie par la position du centre du poignet par rapport au point d'incision. Cette solution garantit que seuls des mouvements de rotation (et non pas des translations) sont possibles autour du point d'entrée dans l'abdomen, ce qui satisfait une exigence de sécurité.

Les 2 derniers corps du poignet sont amovibles et stérilisables à haute température. Le corps 7 est composé de 2 éléments détachables maintenus par aimantation. L'endoscope ou l'instrument chirurgical est maintenu solidaire du corps 8 par un collier auto-serrant. Le système de fixation par aimantation fournit plusieurs avantages : le premier est la possibilité de fixer/détacher facilement la partie terminale du robot ; le second est d'agir comme un « fusible mécanique » qui se rompt automatiquement si une trop grande contrainte est exercée accidentellement sur le patient.

Le robot Aesop a mécaniquement 7 degrés de liberté. Cependant, l'axe ajustable étant bloqué pour une configuration donnée, la modélisation prend en compte uniquement 6 degrés de liberté, dont 4 sont actifs et 2 sont passifs. Les 4 degrés de liberté actifs permettent de commander les mouvements de l'endoscope ou de l'instrument chirurgical selon les 4 degrés de liberté propres à la manipulation laparoscopique.

Les 4 axes motorisés sont entraînés par des moteurs à courant continu. Chaque moteur est pourvu d'un réducteur et d'un frein débrayé automatiquement lorsqu'un courant est appliqué. La commande électrique est réalisée par un asservissement de courant imbriqué dans un asservissement de vitesse articulaire. Le courant induit dans chaque moteur est régulé par une boucle de contre-réaction. Cet asservissement a pour fonction de contrôler le couple des moteurs qui est proportionnel au courant d'induit.

Des commandes manuelles sont disponibles en actionnant un interrupteur placé sur l'avant-bras du robot. Celui-ci permet d'actionner la translation du corps 1 selon l'axe 1. Une pression maintenue sur cet interrupteur permet également d'asservir à zéro le courant des moteurs des axes 2 et 3, dans le but de suivre à couple nul une trajectoire imposée physiquement par l'utilisateur.

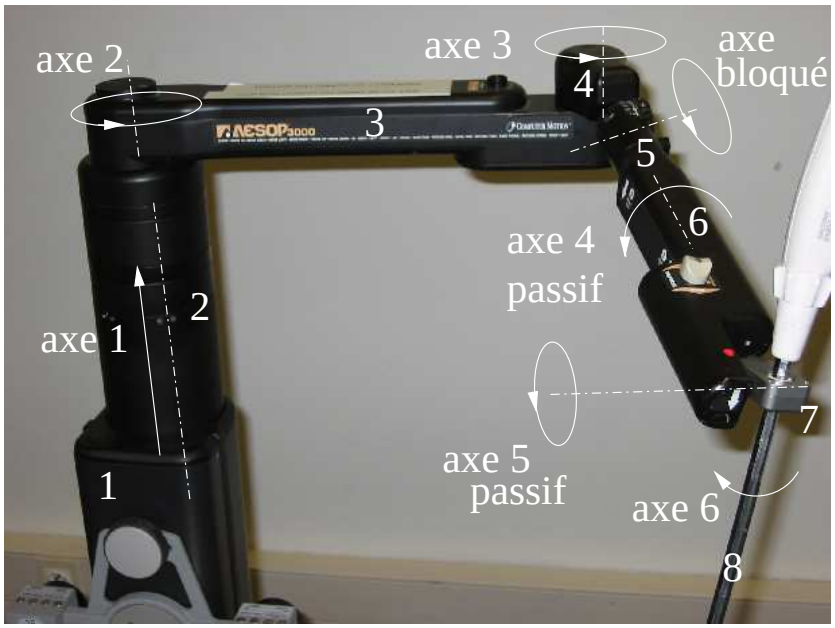


Fig. 6.1: Géométrie du manipulateur Aesop. *Le robot a 6 degrés de liberté. Quatre sont actifs et deux sont passifs (axes 4 et 5). Le premier axe est un axe prismatique, les suivants sont des rotoïdes. La configuration de l'axe bloqué est ajustable selon 7 positions angulaires prédéfinies.*

6.1.2 Modélisation géométrique et cinématique du robot Aesop

Le modèle cinématique propre à la manipulation laparoscopique dépend de la position du point d'incision. En effet, la commande des mouvements cartésiens de l'instrument doit tenir compte du point d'incision. Il est donc nécessaire d'estimer en temps réel la position de ce point dans le repère de base du robot. Le système Aesop du laboratoire est une version de développement[1] dont la particularité est la disponibilité de tous les codes sources de son système de commande et la possibilité de le commander depuis un ordinateur PC connecté à son port série. La méthode d'estimation de la position du trocart développée dans la thèse d'Alexandre Krupa [99][2] est utilisée ici et est considérée dans la suite comme faisant partie du contrôleur de base du robot. On supposera donc que l'on commande directement les mouvements de l'instrument dans un repère attaché à son extrémité. Les paramètres de Denavit et Hartenberg du modèle du robot sont donnés dans l'annexe B.

[1] Référence 3000 DS

[2] Noter qu'une approche similaire a été développée par Ortmaier [137]

6.1.3 Schéma de commande par asservissement visuel

Pour la compensation de la respiration, on propose de déplacer le robot selon un seul degré de liberté qui est l'axe de son instrument. En commandant les translations appropriées de l'outil, on montre dans cette partie que l'on peut synchroniser le robot avec la respiration. Le robot est commandé par asservissement visuel, la mesure du mouvement est effectuée par le dispositif décrit au paragraphe 2.4 : il s'agit de la distance $\hat{d}$ qui sépare l'extrémité de l'instrument (son marqueur optique) de la surface de l'organe (le spot laser). On utilise donc un correcteur prédictif R-GPC à une entrée et une sortie.

Le modèle considéré dans le correcteur est le modèle de la fonction de transfert de son axe en translation, car c'est lui qui imprime la dynamique principale du mouvement selon l'axe de l'instrument lorsque celui-ci est proche de la verticale. On obtient ce modèle par identification à l'aide d'une séquence binaire pseudo-aléatoire d'échelons :

$$F_1(z^{-1}) = \frac{q_1(k)}{\dot{q}^*(k)} = \frac{0,01606\, z^{-d_{F_1}} z^{-1}}{1 - 1,7606 z^{-1} + 0,9242 z^{-2} - 0,1636 z^{-3}}$$

où $d_{F_1} = 2$ est le retard pur du système et la période d'échantillonnage est $T_e = 0,040$ s. L'entrée du système est la vitesse de translation désirée $\dot{q}^*(k)$ de l'axe, en $\mathrm{m \cdot s^{-1}}$; la sortie est la mesure de position $q_1(k)$ de l'axe, en mètres.

Les déplacements du robot sont mesurés depuis les images fournies par la caméra. On appelle K la constante (exprimée en pixels par mètre) qui permet de convertir des distances réelles en distances dans l'image. Elle dépend des caractéristiques de l'optique de la caméra et de la position relative entre la caméra et l'instrument. Elle est identifiée au cours de la phase d'initialisation et a une valeur typique de l'ordre de 1000 pixels par mètre. Pendant l'asservissement, on suppose que l'on réalise des petits déplacements et que l'on travaille dans les conditions de Gauss pour l'optique de la caméra, de telle sorte que les variations de la valeur réelle de K soient négligeables.

Le schéma-bloc de la commande est représenté sur la figure 6.2. Le modèle du correcteur intègre le modèle de la fonction de transfert F_1 du robot et le gain de vision $\hat{K}$ de la caméra. On note T_v la période du mouvement ventilatoire ; on la suppose connue *a priori* et constante, de sorte que les matrices de gain du correcteur puissent être calculées au cours de la phase d'initialisation.

Les autres paramètres du correcteur sont choisis de la manière suivante :

$$\begin{aligned} N_1 &= 8 \\ N_2 &= 45 \\ N_u &= 30 \\ c(z^{-1}) &= 1 - 0,999 z^{-1}. \end{aligned}$$

Les valeurs des horizons sont déterminées à partir du temps de réponse du modèle en simulation, comme expliqué à la fin du chapitre 3.

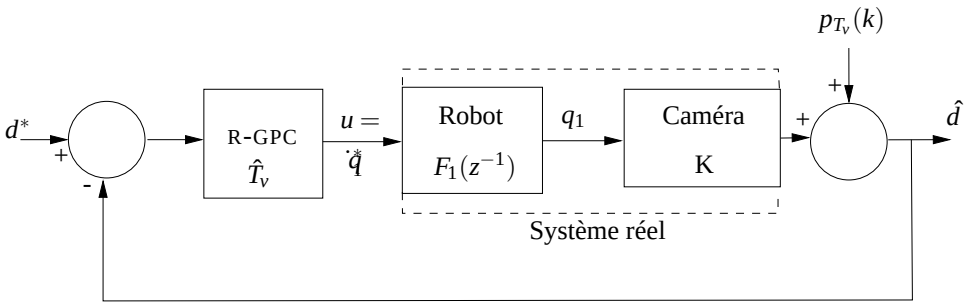


Fig. 6.2: Schéma-bloc de commande avec correcteur R-GPC à une entrée, une sortie. *L'articulation du robot est asservie en vitesse. Le correcteur utilise un modèle identifié du système réel, constitué du modèle de la fonction de transfert de l'axe en translation F_1 du robot et du gain de vision $\hat{K}$. $\dot{\hat{q}}^*$ est en $m{\cdot}s^{-1}$, q_1 en mètres et $\hat{d}$ en pixels. La perturbation de sortie p_{T_v} est périodique de période T_v.*

6.1.4 Compensation de la respiration simulée en laboratoire

Le dispositif expérimental de type *laboratoire* permet d'étudier le comportement du correcteur R-GPC sur un mouvement de respiration simulé mécaniquement.

Dans le cas du correcteur GPC, on prend $\lambda = 0,6$; dans le cas du correcteur R-GPC, on prend $\lambda = 0,55$, $\mu = 0,6$ et $\alpha = 0,98$. Les valeurs pour le correcteur R-GPC sont choisies expérimentalement comme celles donnant des résultats satisfaisants après quelques essais de compensation. Noter que la valeur de λ dans le correcteur GPC est prise égale à celle de μ du correcteur R-GPC, pour pouvoir comparer directement la qualité du rejet de la respiration par les deux correcteurs.

Dispositif

Le système du laboratoire est construit autour d'un dispositif permettant de simuler la manipulation laparoscopique[3]. Un robot médical Aesop prêté par la société Computer Motion [39] est utilisé pour manipuler l'instrument à pointage laser qui sert à la mesure des déformations. L'instrument est introduit par l'intermédiaire d'un trocart dans une boîte qui simule l'abdomen d'un patient comme le montre la fi gure 6.3. La caméra munie d'une optique endoscopique est également introduite dans la boîte par l'intermédiaire d'un second trocart pour acquérir des images de la scène. La caméra est montée sur un support rigide qui reste immobile pendant la manipulation. Un mouvement périodique du type de celui de la respiration est simulé à l'aide d'une tourelle orientable à un degré de liberté. Le mouvement est contrôlé par un ordinateur indépendant qui permet de programmer

[3] Noter que le dispositif présenté reprend le système de simulation de Krupa [99] en y ajoutant un simulateur mécanique de mouvement d'organe

une séquence de mouvement articulaire quelconque sur la tourelle. La photo de la figure 6.3 montre la composition du système complet.

L'ordinateur de commande est un PC possédant deux processeurs Intel Pentium 4 cadencés à une fréquence de 1,7 GHz. Le système d'exploitation est Linux. Le système de contrôle permet d'effectuer les traitements d'image nécessaires à l'extraction des informations visuelles et de calculer les vitesses de commande articulaire à appliquer au manipulateur Aesop, par application du correcteur. Le calcul des commandes est synchronisé avec l'acquisition des images, grâce au mécanisme des interruptions. Le PC de commande communique avec le contrôleur Aesop par l'intermédiaire d'une liaison série RS 232. Il transmet les vitesses articulaires de consigne au robot qui en retour lui envoie les valeurs courantes des coordonnées articulaires du robot.

La caméra fournit un signal vidéo analogique PAL entrelacé à 25 images par seconde (soit $T_e = 0,04$ s), qui est numérisé par une carte de capture vidéo installée sur le bus PCI du PC. Les informations visuelles (marqueurs lumineux de la pointe de l'instrument et image de la tache laser projetée dans l'axe de l'instrument) sont extraites en utilisant la technique de Krupa *et al.*, basée sur la synchronisation des marqueurs actifs avec l'entrelacement de l'image ; une description de la technique se trouve dans [97]. Pour les expériences de laboratoire suivantes, la mesure de la distance entre l'extrémité de l'instrument et la surface de l'organe est donnée directement en millimètres. Le gain K ne fait donc pas partie du schéma-bloc de la commande.

Résultats

Deux expériences de compensation du mouvement périodique de la respiration par asservissement visuel sont menées, l'une met en jeu un correcteur GPC standard, et l'autre le correcteur R-GPC. Les résultats et commentaires pour les deux expériences sont décrits sur les courbes suivantes. Ils ont notamment été présentés dans les publications [64, 70, 72].

Dans le tableau 6.2, on compare les performances du correcteur GPC standard et du R-GPC. Les statistiques affichées sont celles de l'erreur résiduelle de l'asservissement en régime permanent. Les calculs ont été effectués à l'aide d'extraits des courbes 6.5 et 6.6. La correction prédictive répétitive montre que l'écart-type de l'erreur résiduelle peut descendre en-dessous du millimètre. Ce chiffre est bien entendu à tempérer avec l'incertitude absolue sur la mesure en millimètres qui est fournie par la méthode de vision utilisée, qui est elle-même de l'ordre du millimètre [99]. On notera cependant que l'amplitude de l'erreur est divisée par un facteur 4 avec le correcteur R-GPC.

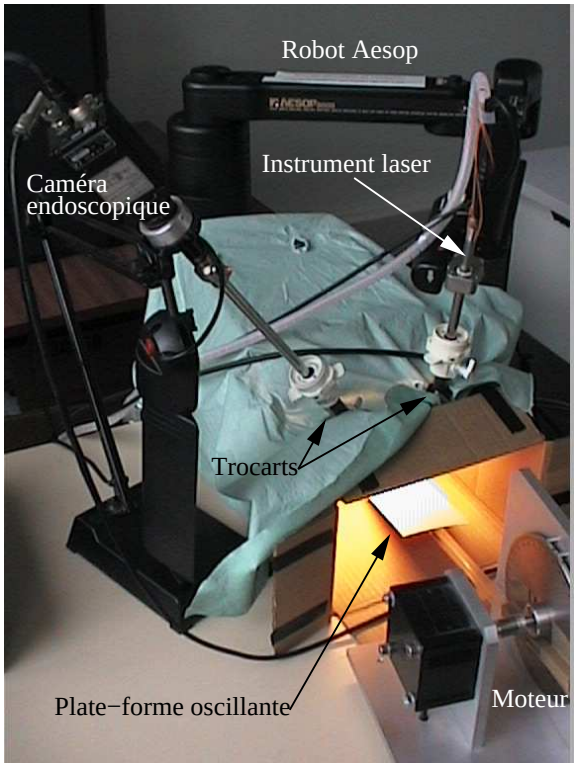


Fig. 6.3: Dispositif du laboratoire. *Le robot est un bras Aesop équipé d'un instrument à pointage laser [97]. Le mouvement d'un organe est simulé mécaniquement à l'aide d'une plate-forme oscillante à 1 degré de liberté.*

Tab. 6.1: Caractéristiques typiques du mouvement respiratoire simulé par la plate-forme à un degré de liberté. *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Série	Nombre échant.	Mesure	Moy. (mm)	Min. (mm)	Max. (mm)
#V1	1500	$\hat{d}$	1,85	-6	8,1

Tab. 6.2: Comparaison de la performance des deux correcteurs pour la compensation du mouvement respiratoire simulé en laboratoire. *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Correcteur	Nombre échant.		Moy. (mm)	Min. (mm)	Max. (mm)	Variance (mm^2)	Écart-type (mm)
#V2 GPC	1549	$\hat{d}$	0,0	-4,4	4,2	**7,22**	**2,7**
#V3 R-GPC	826	$\hat{d}$	0,0	-1,1	0,9	**0,17**	**0,4**

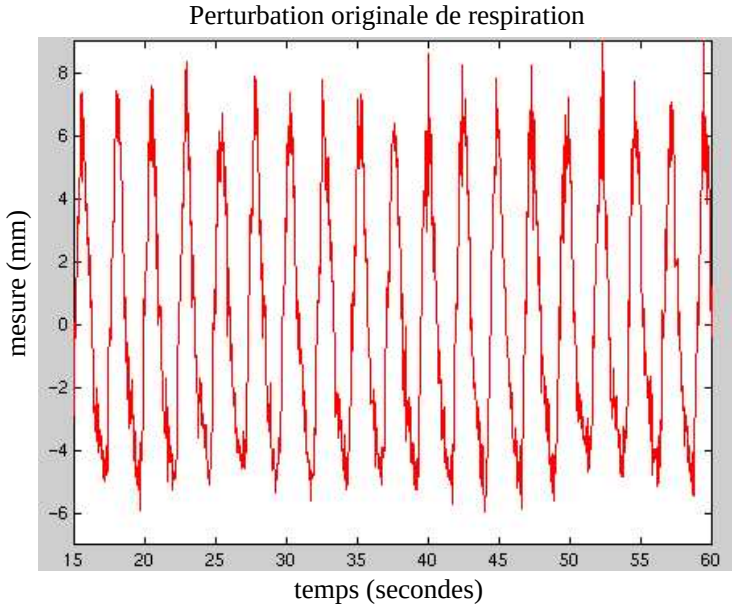


Fig. 6.4: Perturbation originale de respiration créée par la tourelle à un degré de liberté. *L'amplitude brute de l'oscillation de la tourelle mécanique est mesurée à 7 mm environ lorsqu'il n'y a pas d'asservissement. La période est* $T_v = 2,4$ *s.*

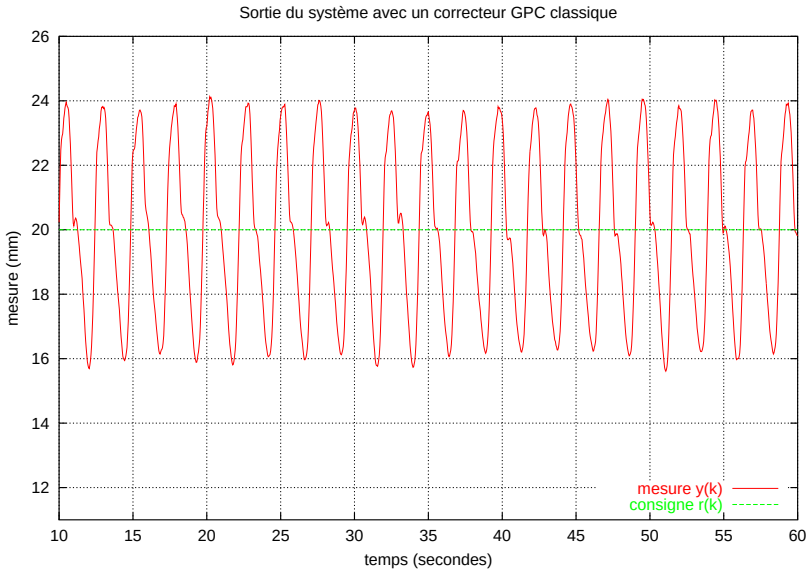


Fig. 6.5: Correction GPC standard sur la respiration simulée en laboratoire. *La consigne de l'asservissement est de maintenir la mesure de distance à la valeur initiale de 20 mm. Le correcteur permet de réduire l'oscillation due à la respiration, l'amplitude résiduelle est d'environ 4 mm en régime permanent.*

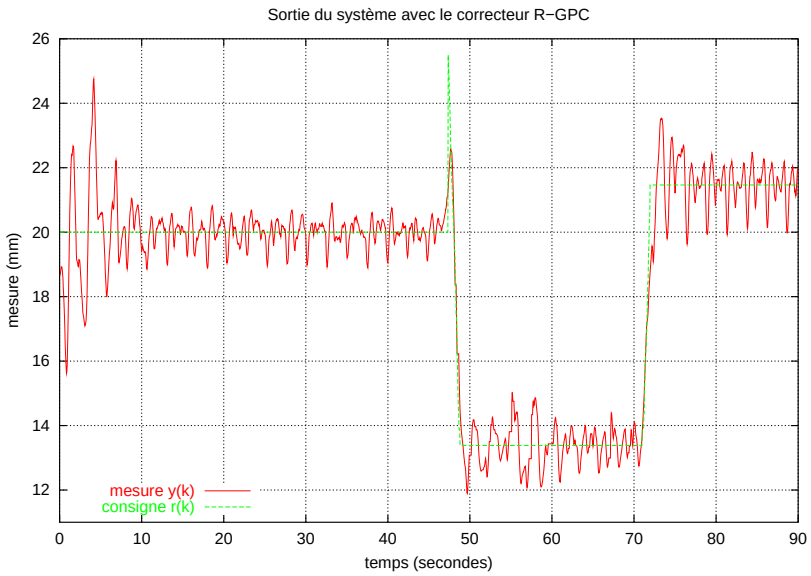


Fig. 6.6: Correction R-GPC sur la respiration simulée en laboratoire. *La courbe montre le transitoire après la mise en marche du correcteur, puis un changement de consigne par l'utilisateur. L'erreur résiduelle a environ 2 mm d'amplitude en régime permanent. La qualité de la compensation n'est pas affectée par le changement de la distance de consigne.*

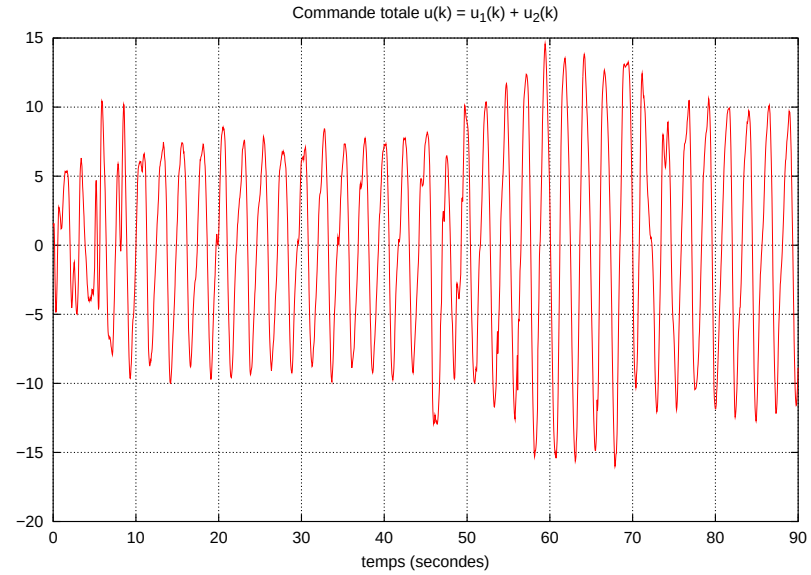


Fig. 6.7: Commande totale calculée par le correcteur R-GPC pour la courbe de la figure 6.6, pour assurer à la fois la compensation du mouvement et le suivi des modifications de la consigne.

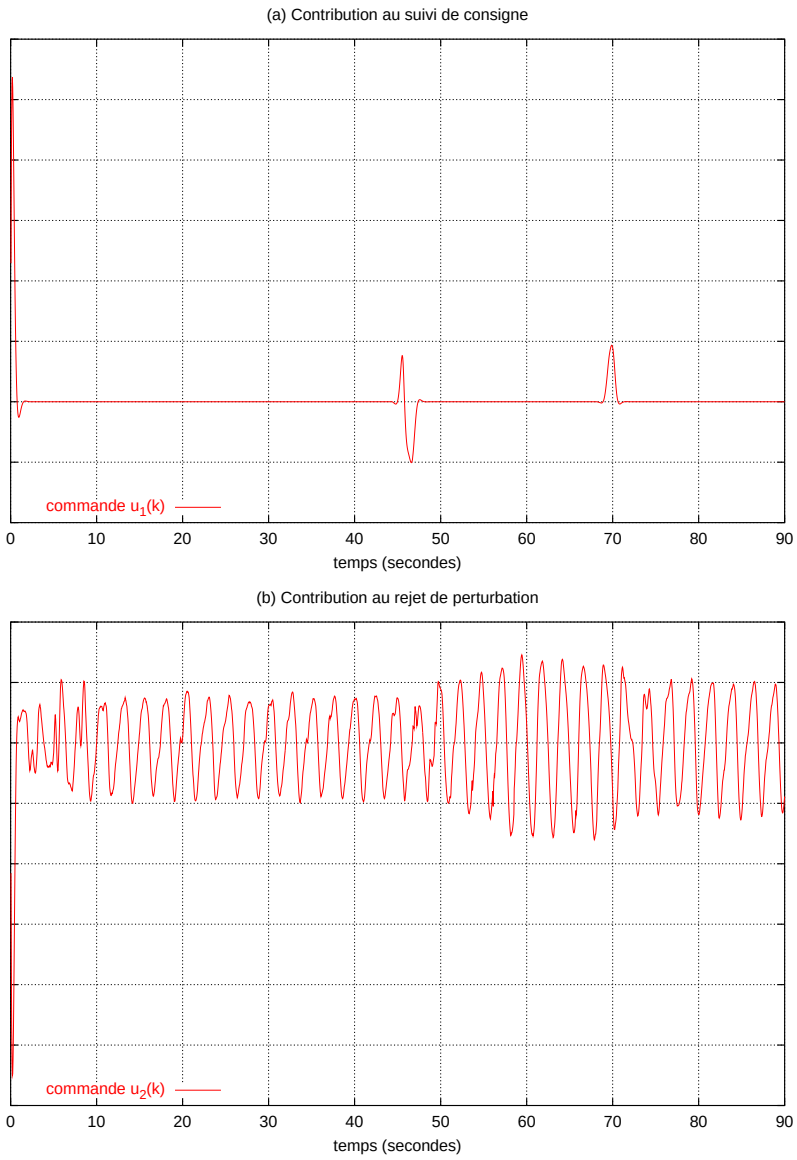


Fig. 6.8: Détail des deux composantes de la commande de la figure 6.7. *(a) Composante $u_1(k)$ responsable du suivi de la consigne : elle évolue en correspondance avec la modification des consignes, et reste indépendante des oscillations de la mesure ; (b) composante $u_2(k)$ agissant sur le rejet de la perturbation. Son amplitude augmente progressivement lors du transitoire au début de la courbe. L'amplitude atteinte ensuite permet au robot d'osciller de façon synchronisée avec la respiration. L'amplitude se modifie après les changements de consigne car la perturbation perçue change également d'amplitude.*

Conclusion

Sur les tableaux 6.1 et 6.2, on voit que l'erreur résiduelle en régime permanent d'asservissement est réduite d'environ 97 % selon $\hat{d}$ pour le correcteur R-GPC par rapport au correcteur GPC standard.

6.1.5 Compensation de la respiration en conditions opératoires

Le foie d'un porc vivant en conditions d'opération laparoscopiques (anesthésie générale) sert à la validation en conditions réelles de la commande par correcteur R-GPC.

Dans le cas du correcteur GPC, on prend $\lambda = 0,6$; dans le cas du correcteur R-GPC, on prend $\lambda = 0,55$, $\mu = 0,6$ et $\alpha = 1,0$. Ces valeurs sont choisies expérimentalement comme celles donnant des résultats satisfaisants après quelques essais de compensation avec le correcteur R-GPC. Noter que la valeur de λ dans le correcteur GPC est prise égale à celle de μ du correcteur R-GPC, ce qui permet une comparaison directe de la qualité du rejet de la respiration par les deux correcteurs.

Dispositif

La figure 6.9 présente la salle de formation à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD où se sont déroulées les différentes expérimentations. Cette salle est équipée comme un véritable bloc opératoire et comporte 17 tables d'opération avec tout le matériel médical correspondant. Les animaux utilisés lors des travaux pratiques de chirurgie sont des porcs car l'anatomie de leur appareil digestif est très proche de celle de l'homme. Ces animaux sont traités comme de véritables patients humains et sont placés sous anesthésie générale et respirateur artificiel pendant toute la durée des interventions.

Des systèmes robotiques Aesop sont à disposition des chirurgiens pour maintenir la caméra endoscopique et la déplacer par commande vocale. Tous ces équipements permettent de former des chirurgiens venus du monde entier aux techniques modernes de la chirurgie à invasion minimale et de la chirurgie robotisée.

Deux trocarts posés au préalable par le chirurgien sur l'abdomen du porc permettent d'introduire la caméra endoscopique ainsi que l'instrument chirurgical à pointage laser et marqueurs visuels, décrit au paragraphe 2.4. Du gaz carbonique est injecté et régulé à pression constante dans l'abdomen par l'intermédiaire d'un troisième trocart, afin de dilater l'abdomen et d'augmenter ainsi l'espace de travail (voir la photo de la figure 6.10). Un robot Aesop tenant l'instrument laser est commandé par le système de vision et de commande prédictive présenté précédemment afin de réaliser la compensation du mouvement du foie. Le foie est choisi car il a une grande surface apparente dans l'image endoscopique et car la

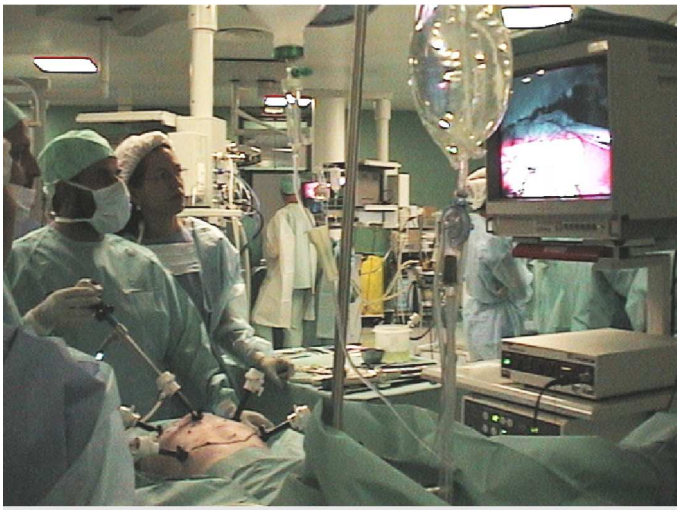


Fig. 6.9: Salle de formation à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD.

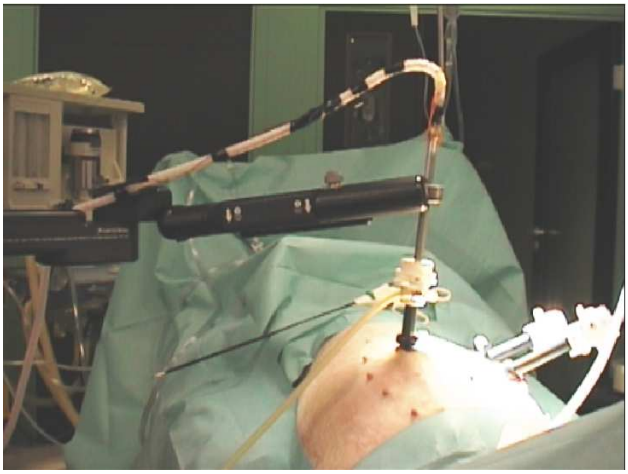


Fig. 6.10: Dispositif expérimental en conditions *in vivo*. *Le robot médical Aesop tient l'instrument à pointage laser qui est introduit à travers une petite incision dans l'abdomen d'un porc anesthésié.*



Fig. 6.11: Vue du système de vision en conditions *in vivo*.

respiration de l'animal lui imprime un mouvement lent et régulier. Un second robot Aesop, non commandé, est utilisé comme support mécanique, pour maintenir immobile la caméra endoscopique. La caméra est positionnée de telle sorte que les marqueurs lumineux et les taches laser soient toujours visibles ensemble dans l'image (voir la vue de la fi gure 6.11). Une source de lumière est connectée à l'optique de l'endoscope par un réseau de fi bres optiques pour éclairer l'intérieur de l'abdomen.

La mesure de mouvement était calculée en millimètres à partir des grandeurs mesurées dans l'image pour les expériences de laboratoire. À partir des expériences suivantes et pour toute la suite des résultats expérimentaux, les mesures seront effectuées en pixels, sans conversion en mètres, afi n d'augmenter la robustesse des mesures. On ne cherche donc plus à obtenir des mesures de mouvement absolues ; pour se faire une idée des mesures correspondantes en mètres, le rapport de conversion est de l'ordre de 1000 pixels par mètres pour les dispositifs considérés dans la suite.

Résultats

Deux expériences de compensation du mouvement du foie par asservissement visuel sont réalisées. L'une impliquant un correcteur GPC standard et l'autre un correcteur R-GPC. Les résultats et commentaires pour ces deux expériences sont donnés sur les courbes suivantes. Ils ont notamment été présentés dans les publications [65, 66, 69]. Le tableau 6.3 donne les statistiques typiques comparées obtenues pour les erreurs résiduelles sur la mesure de distance en régime permanent. Elles sont calculées à partir des courbes présentées ci-après.

Tab. 6.3: Comparaison de la performance des deux correcteurs prédictifs pour la compensation du mouvement respiratoire en conditions opératoires. *Les statistiques calculées sont celles de l'erreur résiduelle sur la mesure de distance ($\hat{d}$), en régime permanent. Elles sont calculées à partir du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Correcteur	Nombre échant.		Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#V4 GPC	1501	$\hat{d}$	0,08	-13,80	10,05	**31,60**	**5,62**
#V5 GPC	1351	$\hat{d}$	0,18	-14,08	10,80	**41,26**	**6,42**
#V6 GPC	3351	$\hat{d}$	-0,04	-15,19	11,16	**42,92**	**6,55**
#V7 R-GPC	851	$\hat{d}$	0,09	-4,26	5,98	**3,29**	**1,81**
#V8 R-GPC	4451	$\hat{d}$	-0,01	-6,25	8,89	**3,66**	**1,91**

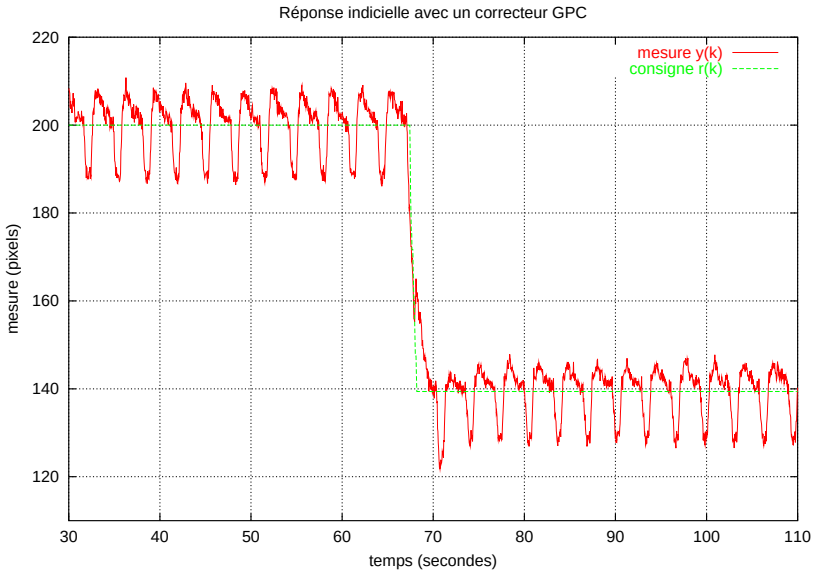


Fig. 6.12: Mesure de distance sous correction GPC en conditions *in vivo*. *La perturbation périodique est due à la respiration du cochon sous anesthésie générale. Le suivi de l'échelon de consigne de l'opérateur est sans retard grâce à l'anticipation du correcteur. Cependant une oscillation résiduelle de 20 pixels d'amplitude montre que l'effet de la respiration est peu atténué par la commande* GPC *traditionnelle. La période de la respiration est* $T_v = 2,4$ *s.*

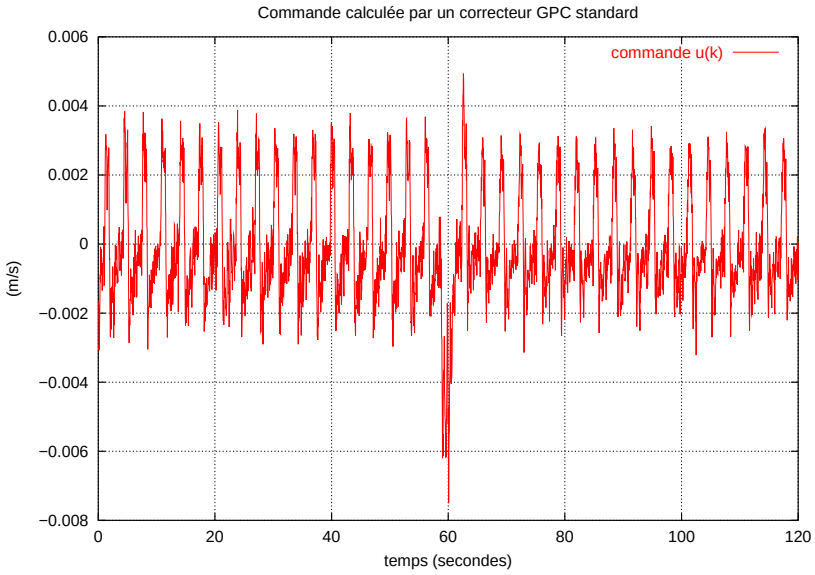


Fig. 6.13: Commande calculée par le correcteur GPC pour les conditions de la figure 6.12. *L'amplitude de la partie oscillante de la commande est d'environ 0,003 m/s et est à comparer avec l'amplitude obtenue avec un correcteur* R-GPC.

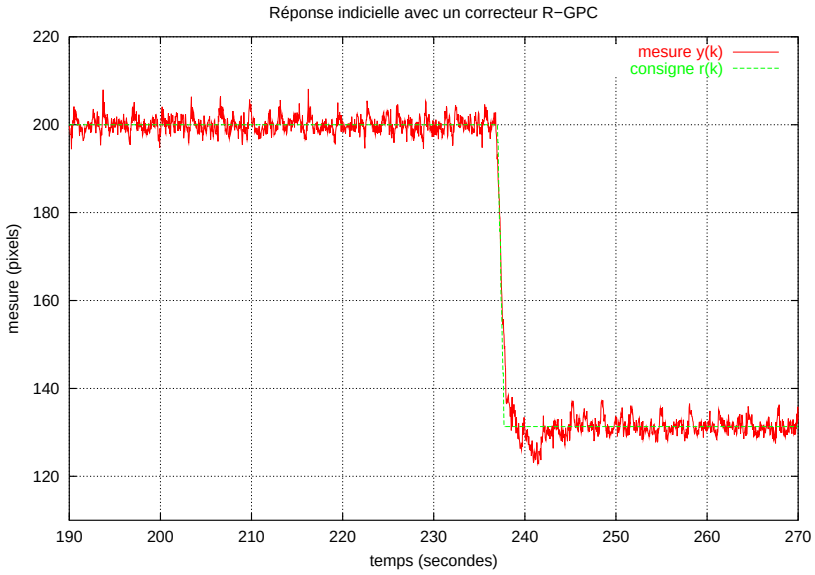


Fig. 6.14: Mesure de distance sous correction R-GPC en conditions *in vivo*. *L'échelon de consigne qui se produit au milieu de la courbe provient de l'interface chirurgien. Cette fois l'effet de la respiration n'est quasiment plus visible en régime permanent, et ce, même après un changement de position de l'instrument. Ceci montre que le rejet de la perturbation agit comme un mode autonome du robot, qui est indépendant de l'action du chirurgien. L'erreur statique résiduelle qui subsiste a une amplitude de 10 pixels environ.*

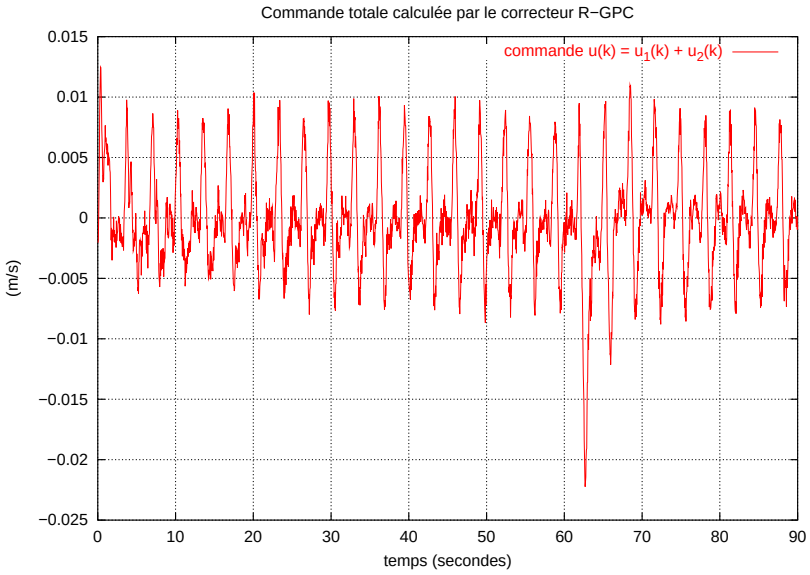
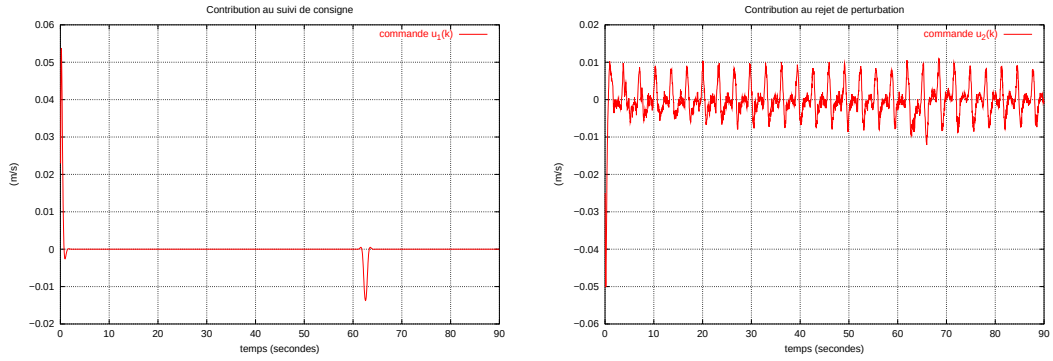


Fig. 6.15: Commande calculée par le correcteur R-GPC dans les conditions de la figure 6.14. *La partie oscillante de la commande a une amplitude d'environ 0,01 m/s, ce qui est plus de 3 fois plus élevé que l'amplitude de commande obtenue avec un correcteur* GPC *qui a le même coefficient de pondération* λ*. Cela explique que l'atténuation de la perturbation soit meilleure avec le correcteur* R-GPC.



(a) (b)

Fig. 6.16: Détail des deux composantes $u_1(k)$ (a) et $u_2(k)$ (b) de la commande totale calculée par le correcteur R-GPC dans les conditions de la figure 6.14. *La définition et l'écriture du correcteur permettent d'assurer que la commande* $u_1(k)$ *est indépendante de la présence de perturbations de sortie et qu'elle n'évolue que lors des modifications de consigne par le chirurgien à l'entrée de la boucle. La commande* $u_2(k)$ *est rendue répétitive à cause de la présence d'une perturbation périodique sur la mesure. Son amplitude comparée à celle d'un correcteur* GPC *classique explique l'efficacité de l'atténuation de la perturbation.*

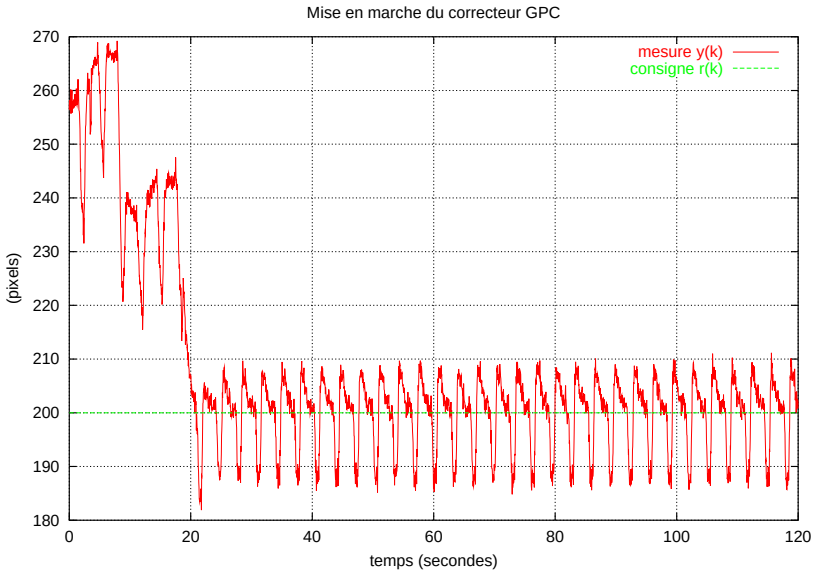


Fig. 6.17: Mise en marche du correcteur GPC en présence de la perturbation de respiration, avec une consigne constante de 200 pixels. *La distance initiale est de 255 pixels. La courbe montre qu'en régime permanent l'effet de la respiration est peu atténué, on conserve des oscillations résiduelles d'une douzaine de pixels d'amplitude.*

Conclusion

Sur le tableau 6.3, on voit que l'erreur résiduelle en régime permanent d'asservissement est réduite d'environ 91 % selon $\hat{d}$ pour le correcteur R-GPC par rapport au correcteur GPC standard. L'erreur d'asservissement obtenue en pixels correspond à une erreur réelle estimée de 3 à 4 mm.

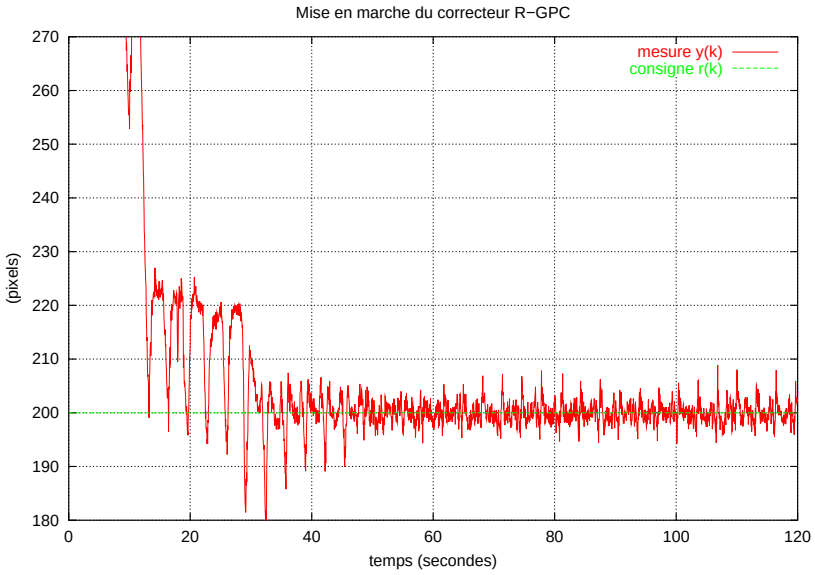


Fig. 6.18: Mise en marche du correcteur R-GPC en présence de la perturbation de respiration, avec une consigne constante de 200 pixels. *La distance initiale est de 320 pixels. Les oscillations du régime transitoire sont très similaires à celles exhibées par un correcteur* GPC *dans les mêmes conditions. Elles sont rapidement atténuées ensuite, ce qui montre l'aspect « apprentissage » itératif de la commande répétitive. Le temps d'établissement est de 40 secondes. Les oscillations résiduelles ont une amplitude de 7 à 8 pixels environ.*

6.2 Suivi du cœur battant

Les expériences de compensation de mouvements répétitifs rapides dans le contexte de la chirurgie cardiaque sont réalisées à l'aide d'un bras manipulateur de la société Sinters SA de Toulouse.

La chirurgie intra-cardiaque et extra-cardiaque à cœur battant est actuellement l'un des plus grands challenges de la robotique médicale. La robotique permet d'envisager qu'il sera possible de ne plus arrêter le cœur en le remplaçant avec une machine cœur-poumon artificielle, ou de ne plus l'immobiliser partiellement avec une pince mécanique de stabilisation. Les opérations seront par conséquent moins traumatisantes pour les patients, plus efficaces et plus sûres. La difficulté actuelle pour l'équipe chirurgicale est de pouvoir mettre en œuvre des systèmes robotiques fiables pour les assister au cours de toutes les phases d'une opération. Le défi est le développement de méthodes de commande qui permettraient au robot de se déplacer de façon synchronisée avec le cœur. Ceci donnerait au chirurgien l'impression d'une zone de travail figée. Comme on l'a vu au chapitre 5, le mouvement du cœur est très complexe et très rapide. Le cœur est animé d'un mouvement à deux composantes périodiques de périodes différentes. La première est due à l'effet de la respiration qui donne un mouvement lent et régulier. La

deuxième est due à l'activité électro-mécanique des ventricules et des oreillettes qui produit des battements rapides. La fréquence de ces mouvements est contrôlée de façon pharmacologique pendant les interventions et on la suppose fixe et connue. Les mouvements peuvent être mesurés à l'aide du dispositif présenté au paragraphe 2.4.

Dans cette partie on propose l'utilisation des correcteurs R-GPC et GPC+A présentés dans les chapitres précédents pour le suivi du cœur battant par asservissement visuel. Le but est de commander au robot Sinters les déplacements articulaires qui permettent à son instrument de se déplacer selon 3 degrés de liberté dans l'image, afin de conserver une position relative constante par rapport à des marques lumineuses sur la surface du cœur. On compare le comportement des correcteurs à celui d'un GPC standard.

Les paragraphes 6.2.1 et 6.2.2 présentent l'architecture du robot Sinters et sa géométrie. Le paragraphe 6.2.3 donne les modèles utilisés dans les correcteurs et le schéma-bloc de l'asservissement. Le paragraphe 6.2.4 présente le dispositif d'expérimentation qui a été mis en place au laboratoire, à l'aide d'une minitourelle orientable à 2 degrés de liberté, pour simuler le mouvement d'un cœur. Les simulations sont de deux types : un mouvement du cœur contenant seulement ses battements propres (une seule perturbation périodique) et un mouvement du cœur tenant compte à la fois du mouvement dû à la respiration et des battements propres (deux perturbations de deux périodes différentes et non nécessairement multiples l'une de l'autre). Les résultats obtenus sont également décrits dans cette partie. Le cœur d'un porc vivant en conditions de chirurgie ouverte sert à la validation en conditions réelles dans le paragraphe 6.2.5. La chirurgie ouverte est considérée car elle permet d'observer la plus grande surface apparente du muscle cardiaque et donc les mouvements les plus amples et les moins contraints, c'est-à-dire la situation la plus défavorable du point de vue des perturbations à rejeter par le correcteur. Les résultats obtenus sont décrits dans cette partie.

6.2.1 Présentation du robot médical prototype Sinters

Le robot Sinters est un prototype qui a été développé à Toulouse d'après un cahier des charges fourni par le laboratoire. Il a été dimensionné mécaniquement pour être capable de réaliser des mouvements rapides. Il est contrôlé par un ordinateur de type PC sous l'environnement temps réel RTLinux. Son contrôleur a entièrement été développé au laboratoire et est disponible gratuitement en téléchargement sur l'Internet [32]. Dans cette partie l'architecture mécanique du manipulateur est décrite et ses modèles géométriques et cinématiques sont présentés.

Le robot est un bras manipulateur de type Scara constitué d'un chaînage de 7 corps solides reliés entre eux par 6 axes. Le premier axe est une liaison prismatique et les 5 axes suivants sont des liaisons rotoïdes (voir la figure 6.19). Toutes les articulations sont motorisées. Chacun des axes est muni d'un codeur incrémental

qui permet des mesures de position relative. Cela signifie que le robot doit subir une étape de recalage lors de son initialisation, phase pendant laquelle chaque articulation est amenée à l'une de ses deux butées de fin de course angulaire. Cette butée sert de référence absolue de position.

Le robot est alimenté en courant alternatif monophasé de 230 V et 32 A, puissance disponible dans les salles d'opération notamment pour le fonctionnement des lasers chirurgicaux. Le corps 1 (voir la figure 6.19) constitue le support du bras et de tous les organes de commande électrique (transformateurs, hacheurs et variateurs). Il a une masse importante de près de 600 kg qui assure une inertie totale du robot lors de ses déplacements.

Les axes 5, 6 et 7 forment un poignet qui sert au maintien d'un instrument quelconque. Le dernier corps du poignet est facilement démontable ce qui permet sa stérilisation à haute température.

Le robot Sinters a mécaniquement 6 degrés de liberté qui permettent de commander les 6 degrés de liberté du mouvement de l'extrémité de l'instrument. Le mouvement peut être réduit à 4 degrés de liberté si la contrainte de rotation autour d'un point fixe est ajoutée au modèle.

Les axes sont entraînés par des moteurs synchrones autopilotés dits « brushless » et munis de réducteurs. Les variateurs des moteurs réalisent un asservissement en courant et en vitesse. Le premier axe, qui assure les translations verticales du bras, est équipé d'un frein à friction actionné électromagnétiquement pour assurer l'immobilité du bras à l'arrêt.

La vitesse maximale de l'axe 1 est de 0,3 m/s et son accélération maximale 4 m/s^2. Les axes suivants ont une vitesse maximale qui va de 100 ^{o}/s (pour les axes 2 et 3) à 340 ^{o}/s (axe 6) et une accélération maximale de 270 ^{o}/s^2 (axe 2) à 500 ^{o}/s^2 (axe 6).

6.2.2 Modélisation géométrique et cinématique du robot Sinters

Le robot a la même cinématique que le robot Aesop (les axes ont des dimensions similaires). Toutes ses articulations étant actionnées, la contrainte du trocart n'est pas implicitement respectée par la géométrie du robot. En effet, sans axe passif ou axe libre, une rotation libre autour d'un point d'incision sur le patient est impossible. Le principe de rotation autour d'un point fixe peut cependant aisément être inclus dans le modèle cinématique du système. Dans les expériences présentées ici, on commande directement les 3 premiers axes du robot, qui permettent de suivre 3 degrés de mouvement du cœur dans les images de la caméra d'observation.

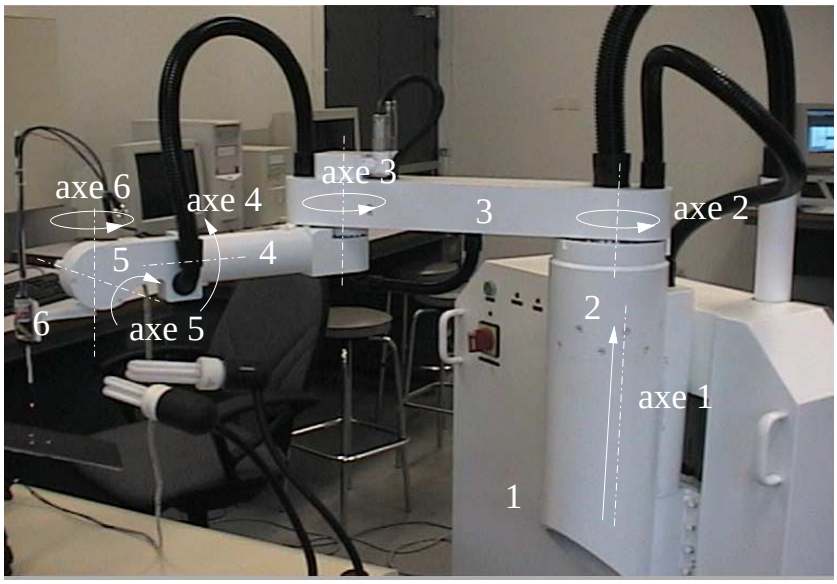


Fig. 6.19: Géométrie du manipulateur Sinters. *Le robot a 6 degrés de liberté actionnés. Le premier axe est un axe prismatique, les cinq suivants sont des rotoïdes.*

6.2.3 Schéma de commande par asservissement visuel

Pour le suivi du cœur, on utilise les trois mesures de mouvement $\hat{x}$, $\hat{y}$ et $\hat{d}$ fournies par le système de vision présenté au paragraphe 2.4 de ce mémoire : $\hat{d}$ est la distance entre l'extrémité de l'instrument (son marqueur visuel) et la surface du cœur (l'image du spot laser projeté par l'instrument) ; $\hat{x}$ est l'écart selon l'horizontale dans l'image entre l'image du spot laser et le centre de gravité des marqueurs lumineux de la surface du cœur ; $\hat{y}$ est le même écart, calculé selon la verticale de l'image. Toutes les mesures sont faites en pixels. Etant donné la géométrie du robot, il n'y a pas de couplage cinématique entre l'axe q_1 et les deux axes q_2 (épaule) et q_3 (coude), car le premier est une translation selon un axe parallèle aux axes de rotation des deux autres. En positionnant le robot de sorte que l'instrument soit vertical, l'axe q_1 commande directement sa montée et sa descente, et les mesures $\hat{x}$ et $\hat{y}$ sont indépendantes de la valeur de q_1. Le coude du robot est positionné en forme d'angle droit et la caméra est placée de telle sorte que les deux axes q_2 et q_3 permettent de générer des mouvements couplés aux deux directions verticales et horizontales dans l'image. Par conséquent, on peut découpler la commande des trois axes à l'aide de deux correcteurs prédictifs en parallèle :

– le premier correcteur, à une entrée, une sortie, commande directement la montée / descente de l'axe 1 afi n d'asservir la mesure de distance$\hat{d}$. Le gain de vision $\hat{K}$ permet de convertir les distances réelles en distances mesurées en pixels dans l'image (valeur typique de 1000 pixels par mètre pour la confi guration décrite).

– on utilise un correcteur prédictif à deux entrées et deux sorties pour suivre le mouvement du cœur dans les deux directions de l'image. C'est la matrice d'interaction, ou Jacobien image, qui donne le couplage entre les mouvements dans l'image et les mouvements du robot autour de q_2 et q_3. Comme le Jacobien dépend de la configuration relative entre la caméra et l'instrument, il est identifié au cours d'une phase d'initialisation. Il est intégré dans le modèle du correcteur comme indiqué ci-après. Les coefficients du Jacobien ont une valeur absolue de l'ordre de 100 à 1000 pixels par radian.

Correcteur sur la mesure de distance

Le gain de vision en pixels par mètre est identifié au cours de la phase d'initialisation. Le modèle pour le correcteur sur la distance est celui de la fonction de transfert $F_1(z^{-1})$ de l'axe 1 du robot. Son identification à l'aide d'une séquence pseudo-aléatoire d'échelons donne la fonction suivante :

$$F_1(z^{-1}) = \frac{q_1(k)}{\dot{q}_1^*(k)} = \frac{B_1(z^{-1})\, z^{-d_{F_1}}\, z^{-1}}{A_1(z^{-1})} \tag{6.1}$$

avec

$$A_1(z^{-1}) = 1 - 1{,}9174\, z^{-1} + 0{,}1106\, z^{-2} + 1{,}6172\, z^{-3} - 0{,}8104 z^{-4} \tag{6.2}$$

$$B_1(z^{-1}) = 10^{-5}\,(0{,}1464\, z^{-1} + 0{,}3438\, z^{-2} - 0{,}0786\, z^{-3}) \tag{6.3}$$

où $d_{F_1} = 2$ est le retard pur. La période d'échantillonnage est $T_e = 0{,}002$ s. L'entrée du système est la vitesse de translation désirée $\dot{q}_1^*(k)$ de l'axe, en volts ; la sortie est la mesure de position $q_1(k)$ de l'axe, en mètres. Le schéma-bloc de commande est représenté sur la figure 6.20. Pour les expériences en laboratoire, on utilise un correcteur GPC standard, un R-GPC ou un GPC+A. Pour les expériences en conditions opératoires, on considère un correcteur GPC ou GPC+A.

Les autres paramètres du correcteur distance sont choisis de la manière suivante :

$$\begin{aligned} N_1 &= 4 \\ N_2 &= 60 \\ N_u &= 10 \\ c(z^{-1}) &= 1 - 0{,}9999\, z^{-1}. \end{aligned}$$

Pour les correcteurs GPC et GPC+A, on prend $\lambda = 3000$. Pour le correcteur R-GPC, on prend $\lambda = 10$, $\mu = 3000$ et $\alpha = 1$ (valeurs qui donnent un bon comportement).

Correcteur sur les deux mesures dans l'image

Le Jacobien image dépend de la configuration relative entre le robot (l'instrument), la caméra et la surface du cœur. Il contient les coefficients de couplage en

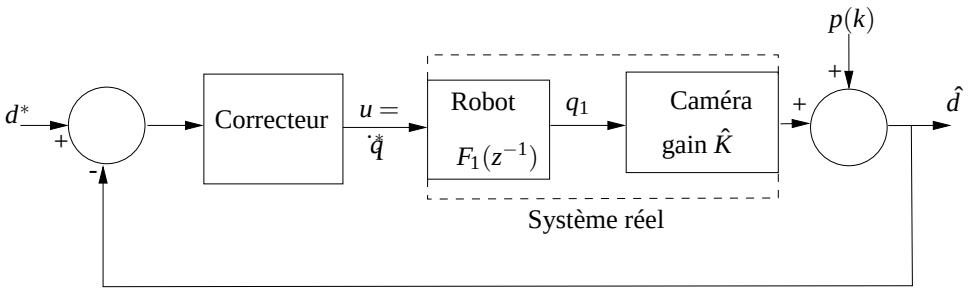


Fig. 6.20: Schéma-bloc de la commande de l'axe 1. *L'articulation du robot est asservie en vitesse. Le correcteur (*GPC, R-GPC *ou* GPC+A*) utilise un modèle identifié du système réel, constitué du modèle de la fonction de transfert de l'axe et du gain de vision $\hat{K}$. $\dot{q}_1^*$ est en volts, q_1 en mètres et $\hat{d}$ en pixels. La perturbation de sortie p est périodique avec une ou deux composantes de périodes différentes.*

pixels par radian, qui relient les mouvements de l'instrument dans l'image (son marqueur lumineux, le point $\mathbf{f}_1(k) = (f_{1_x}(k), f_{1_y}(k))$) aux mouvements des deux axes q_2 et q_3 du robot :

$$\begin{pmatrix} \delta f_{1_x}(k) \\ \delta f_{1_y}(k) \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \hat{J}_{00} & \hat{J}_{01} \\ \hat{J}_{10} & \hat{J}_{11} \end{pmatrix}}_{\text{Jacobien image } \hat{J}} \begin{pmatrix} \delta q_2(k) \\ \delta q_3(k) \end{pmatrix}.$$

On l'identifie au cours d'une phase d'initialisation, à l'aide d'échelons de position sur les deux axes par exemple, et on suppose par la suite que les coefficients restent constants pendant les manipulations. Noter qu'on identifie $\hat{J}$ à l'aide du point $\mathbf{f}_1$ au lieu du point $\mathbf{f}_2$ pour que le jacobien soit indépendant du mouvement de la surface du cœur ; ceci équivaut à supposer que la surface reste approximativement orthogonale au faisceau laser pendant son mouvement.

On suppose que les deux axes q_2 et q_3 sont découplés dynamiquement, de sorte que le modèle identifié pour la fonction de transfert $\mathbf{F}_{23}(z^{-1})$ soit diagonal :

$$\mathbf{F}_{23}(z^{-1}) = \begin{pmatrix} \frac{B_2}{A_2}(z^{-1}) & 0 \\ 0 & \frac{B_3}{A_3}(z^{-1}) \end{pmatrix} \tag{6.4}$$

avec les polynômes :

$$A_2(z^{-1}) = 1 - 2{,}175z^{-1} + 1{,}256z^{-2} + 0{,}134z^{-3} - 0{,}215z^{-4} \tag{6.5}$$
$$A_3(z^{-1}) = 1 - 2{,}155z^{-1} + 2{,}088z^{-2} - 1{,}205z^{-3} + 0{,}272z^{-4} \tag{6.6}$$
$$B_2(z^{-1}) = 10^{-3} z^{-d_{F_2}} z^{-1} (0{,}0797z^{-1} + 0{,}0721z^{-2} - 0{,}1029z^{-3}) \tag{6.7}$$
$$B_3(z^{-1}) = 10^{-3} z^{-d_{F_3}} z^{-1} (0{,}1191z^{-1} + 0{,}0519z^{-2} + 0{,}0223z^{-3}) \tag{6.8}$$

où $d_{F_2} = d_{F_3} = 2$ est le retard pur ; la période d'échantillonnage est $T_e = 0{,}002$ s. L'entrée du système est la vitesse de rotation désirée $[\dot{q}_2^*(k), \dot{q}_3^*(k)]^T$ des axes 2 et

3, en rad·s^{-1} ; la sortie est la mesure de position $[q_2(k), q_3(k)]^T$ des deux axes, en radians.

Après multiplication à droite par le Jacobien image, on obtient pour modèle total du correcteur :

$$\hat{J}\,\mathbf{F}_{23}(z^{-1}) = \begin{pmatrix} \frac{B_2}{A_2}(z^{-1}) & 0 \\ 0 & \frac{B_3}{A_3}(z^{-1}) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \hat{J}_{00} & \hat{J}_{01} \\ \hat{J}_{10} & \hat{J}_{11} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{J}_{00}\dfrac{B_2}{A_2} & \hat{J}_{01}\dfrac{B_2}{A_2} \\ \hat{J}_{10}\dfrac{B_3}{A_3} & \hat{J}_{11}\dfrac{B_3}{A_3} \end{pmatrix} \tag{6.9}$$

ce que l'on peut encore écrire, pour avoir une forme compatible avec le modèle ARIMAX à plusieurs entrées/sorties du correcteur (cf. le sous-chapitre 3.4) :

$$\mathbf{A}(z^{-1}) = \begin{pmatrix} A_2(z^{-1}) & 0 \\ 0 & A_3(z^{-1}) \end{pmatrix} \tag{6.10}$$

et

$$\mathbf{B}(z^{-1}) = \hat{J}\mathbf{A}(z^{-1})\mathbf{F}_{23}(z^{-1}) = \begin{pmatrix} \hat{J}_{00}B_2(z^{-1}) & \hat{J}_{01}B_2(z^{-1}) \\ \hat{J}_{10}B_3(z^{-1}) & \hat{J}_{11}B_3(z^{-1}) \end{pmatrix}. \tag{6.11}$$

La matrice **A** est prise sous forme diagonale et ses polynômes sont moniques. Tous les retards purs dans **B** sont égaux. Si les fonctions rationnelles B_2/A_2 et B_3/A_3 sont irréductibles, alors les matrices **A** et **B** sont premières entre elles.

Le schéma-bloc du correcteur dans l'image est représenté sur la figure 6.21.

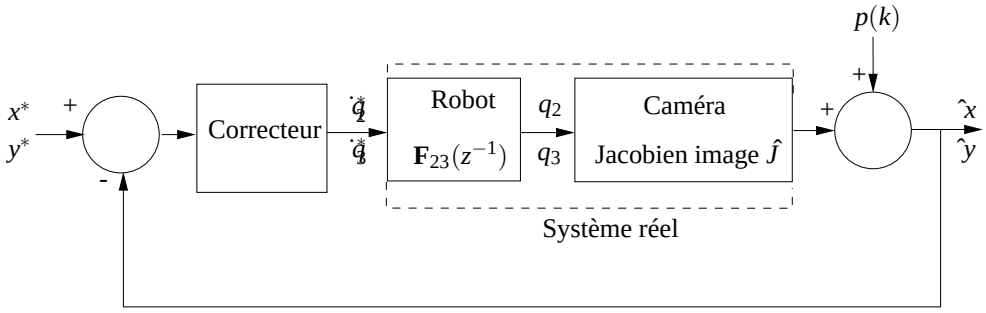


Fig. 6.21: Schéma-bloc de la commande à deux entrées et deux sorties pour les mouvements dans l'image. *Les deux articulations du robot sont asservies en vitesse. Le modèle utilisé par le correcteur (*GPC, R-GPC *ou* GPC+A*) intègre le Jacobien image et les modèles des fonctions de transfert des deux axes q_2 et q_3.*

Les autres paramètres du correcteur image sont choisis de la manière suivante :

$$\begin{aligned} N_1 &= 4 \\ N_2 &= 60 \\ N_u &= 10 \\ c(z^{-1}) &= 1 - 0{,}9999\,z^{-1}. \end{aligned}$$

Pour les correcteurs GPC et GPC+A, on prend $\lambda = 8000$. Pour le correcteur R-GPC, on prend $\lambda = 10$, $\mu = 8000$ et $\alpha = 1$ (valeurs réglées expérimentalement et qui donnent un bon comportement).

On remarquera que l'asservissement dans l'image crée une perturbation sur la mesure de distance, que le premier correcteur doit également rejeter, en plus de la perturbation propre au mouvement du cœur.

6.2.4 Suivi du mouvement cardiaque simulé en laboratoire

Dispositif

Le système de simulation du laboratoire est construit autour d'un système mécanique (mini-tourelle orientable à deux degrés de liberté) permettant de reproduire un mouvement périodique complexe et rapide. Le robot est un bras manipulateur médical prototype de la société Sinters SA à Toulouse [162]. Il tient un instrument à pointeur laser équipé d'un marqueur visuel pour la mesure des mouvements du cœur. Une photo du système global est montrée sur la figure 6.22.

Ici aucune contrainte de type endoscopique n'est considérée, on considère simplement un dispositif de type chirurgie ouverte.

Un mouvement rapide du type de celui d'un cœur battant est réalisé grâce à une tourelle orientable à deux degrés de liberté, dont le mouvement est programmé sur un ordinateur indépendant. La tourelle actionne une surface marquée d'une cible (fig. 6.23).

Le système de vision et de mesure du mouvement est celui décrit au paragraphe 2.4, page 44.

Les signaux de commande calculés par le correcteur sont les tensions consignes de vitesse articulaire à envoyer aux amplificateurs de puissance du robot. Elles sont transmises au contrôleur du robot avec une fréquence de rafraîchissement de 500 Hz grâce à une liaison série rapide RS 232 à 18 Mégabits/s. Le contrôleur fournit en retour les mesures courantes des positions articulaires du robot. Le schéma d'asservissement visuel est donc, selon [81], un schéma direct avec commande en vitesse.

Le mouvement est simulé de la manière suivante : le mouvement d'un cœur battant de cochon est tout d'abord enregistré selon les mesures visuelles $\hat{x}$ et $\hat{d}$ à l'aide du dispositif qui a été présenté dans la partie 2.4. Un exemple de telles courbes a été montré sur la figure 5.9. Les deux signaux obtenus sont ensuite injectés dans le contrôleur de tourelle où ils servent de trajectoire de référence. Le mouvement original produit par la tourelle et enregistré depuis la caméra, est affiché sur les courbes 6.35 et 6.36. On voit en comparant les courbes des figures 5.9 (page 103) et 6.35 l'effet mécanique de la simulation : le mouvement de la tourelle introduit des hautes fréquences supplémentaires. La conséquence, comme on

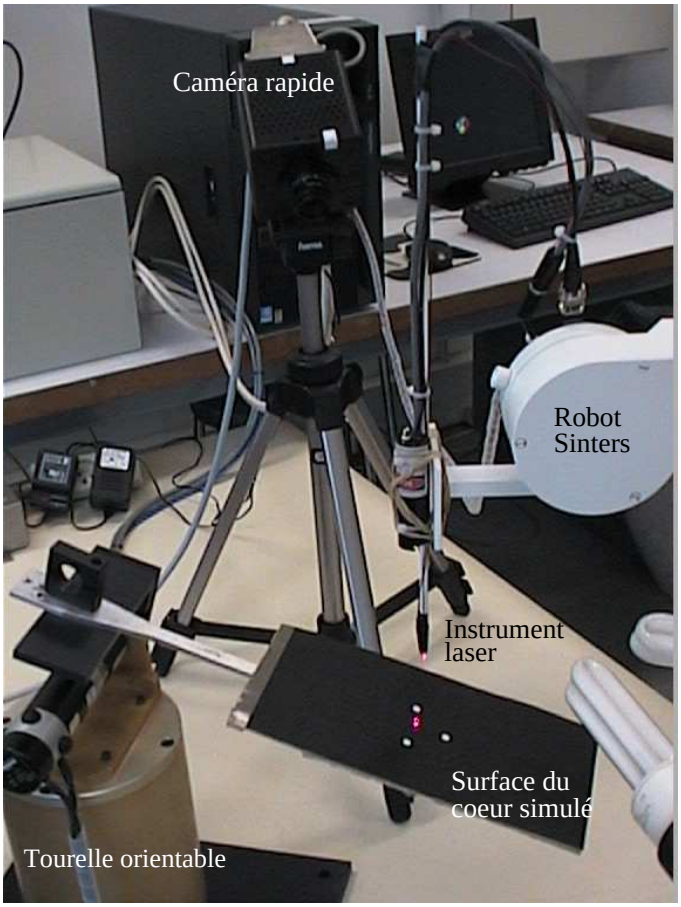


Fig. 6.22: Dispositif expérimental pour la compensation de mouvements répétitifs rapides. *Le dispositif est constitué d'un robot Sinters, d'une caméra rapide et d'une mini-tourelle orientable à deux degrés de liberté.*



Fig. 6.23: Mini-tourelle orientable utilisée pour la simulation mécanique d'un mouvement de type cardiaque. *La tourelle déplace une surface marquée de points blancs.*

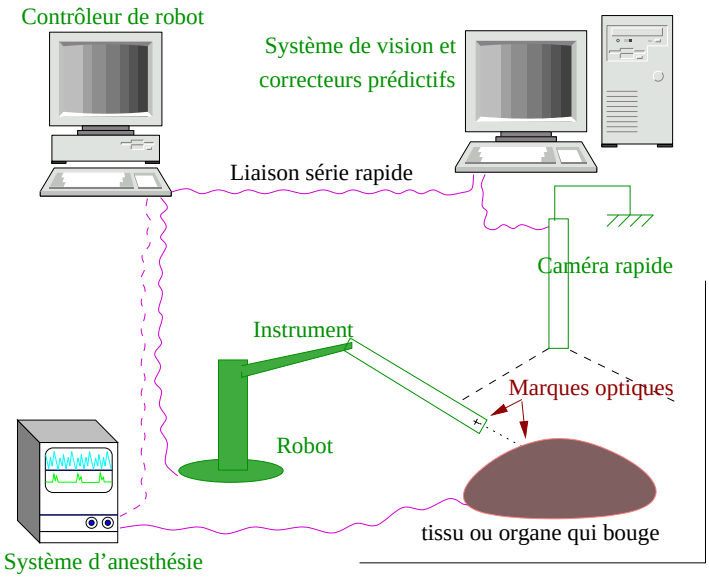


Fig. 6.24: Représentation schématique du dispositif pour l'asservissement visuel rapide.

le verra dans les résultats, sera une dégradation du comportement de l'observateur, en particulier sur la mesure de distance.

Résultats

Trois expériences différentes de suivi d'un cœur battant simulé, par asservissement visuel, sont proposées :

- la première expérience met en jeu des correcteurs R-GPC, semblables à ceux utilisés pour la compensation de la respiration. Le mouvement simulé a une seule composante, qui est périodique, avec une période T_c égale à la période typique des battements d'un cœur. On observe en particulier le comportement du système corrigé lors d'un arrêt brutal de la perturbation. Les résultats et commentaires pour cette expérience sont visibles sur les courbes des figures 6.27 à 6.34 (séries #C1 T_c à #C6 T_c) ; le tableau 6.5 donne les statistiques calculées pour les erreurs résiduelles en régime permanent d'asservissement ;
- pour la deuxième et troisième expérience, on simule un mouvement de cœur plus réaliste, constitué de deux composantes périodiques, qui correspondent aux mouvements du cœur dus à la respiration d'une part (période T_v), et à ses battements propres d'autre part (période T_c). Ce mouvement, complexe, est simulé à l'aide de données réelles enregistrées sur le cœur battant d'un porc vivant sous anesthésie générale. On étudie le comportement de lois de commande prédictives, en mettant en vis-à-vis un correcteur GPC standard et le GPC avec observateur de perturbation qui a été présenté dans le chapitre 5 pour cette application. Les résultats et commentaires pour ces deux expériences sont présentés sur les courbes des figures 6.37 à 6.39 (séries #C7 T_c+T_v à #C11 T_c+T_v) ; le tableau 6.7 donne les statistiques calculées pour les erreurs résiduelles en régime permanent d'asservissement.

Ces résultats ont été présentés en partie dans la publication [68], et dans la publication [67] soumise à acceptation.

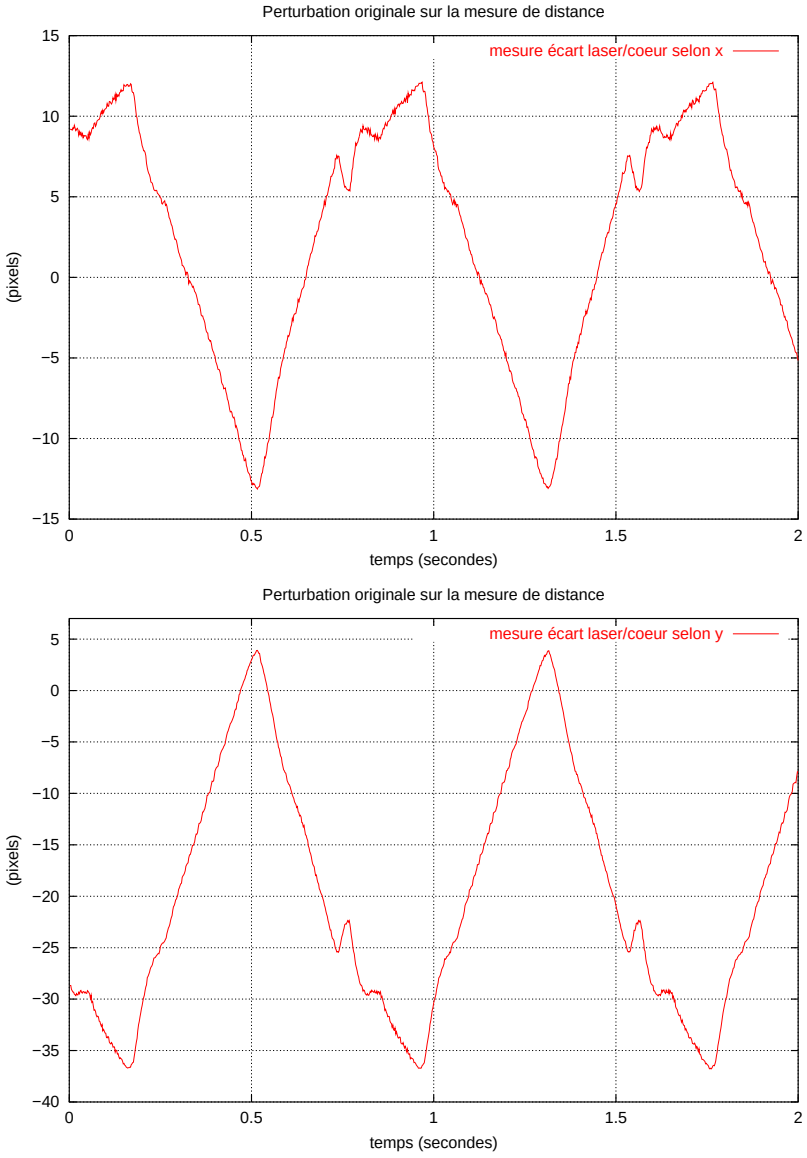


Fig. 6.25: Exemple du mouvement cardiaque T_c simulé selon les directions x et y de l'image.

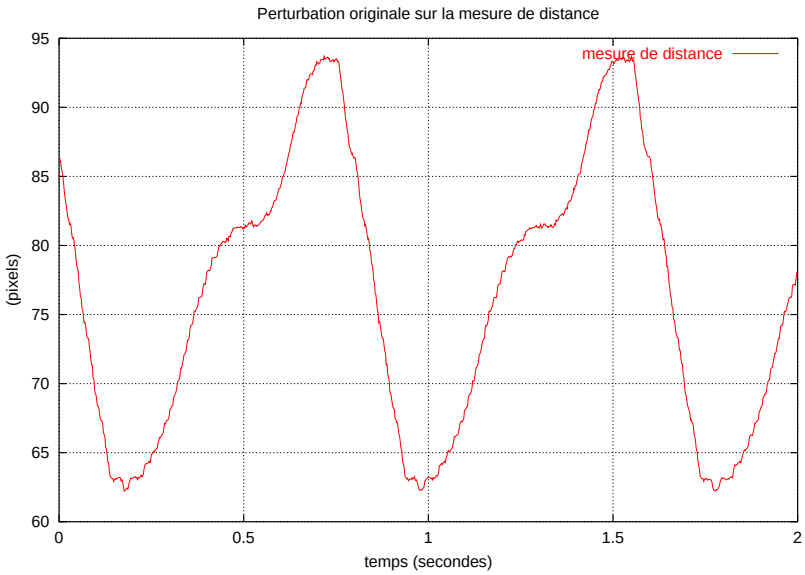


Fig. 6.26: Exemple du mouvement cardiaque T_c simulé selon la mesure de distance $\hat{d}$.

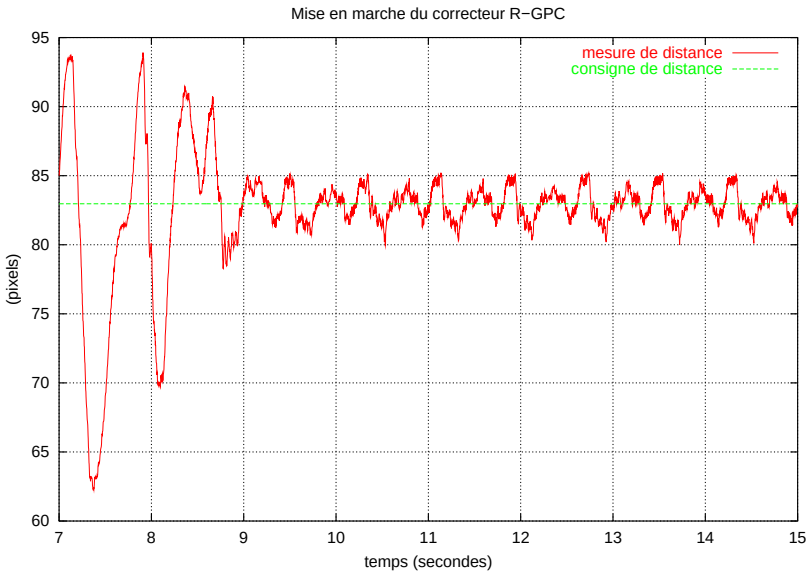


Fig. 6.27: Suivi du mouvement cardiaque simulé T_c selon la mesure de distance avec le correcteur R-GPC distance. *La courbe montre le régime transitoire lors de la mise en marche du correcteur. L'amplitude du mouvement résiduel passe de plus de 15 pixels à moins de 3 pixels. L'aspect d'apprentissage itératif de la commande rendue répétitive du correcteur apparaît au début de la courbe, où l'oscillation est réduite dès la deuxième période complète.*

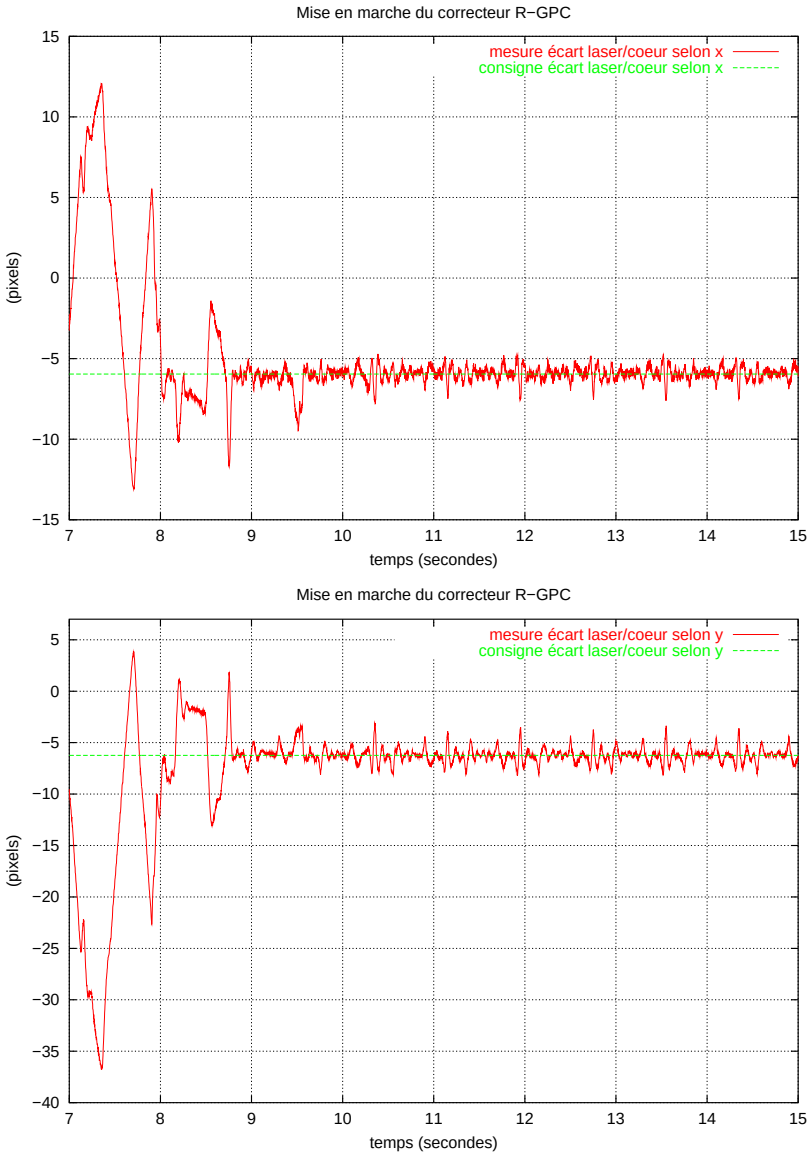


Fig. 6.28: Suivi du mouvement cardiaque simulé T_c selon les directions x, y dans l'image avec le correcteur R-GPC image. *Les courbes montrent le régime transitoire lors de la mise en marche du correcteur. L'amplitude du mouvement résiduel passe de plus de 13 pixels à moins de 3 pixels (sur la mesure ˆx dans l'image), et de plus de 20 pixels à moins de 5 pixels (sur la mesure ˆy dans l'image). L'aspect d'apprentissage itératif de la commande rendue répétitive du correcteur apparaît au début de la courbe, où l'oscillation est réduite dès la deuxième période complète.*

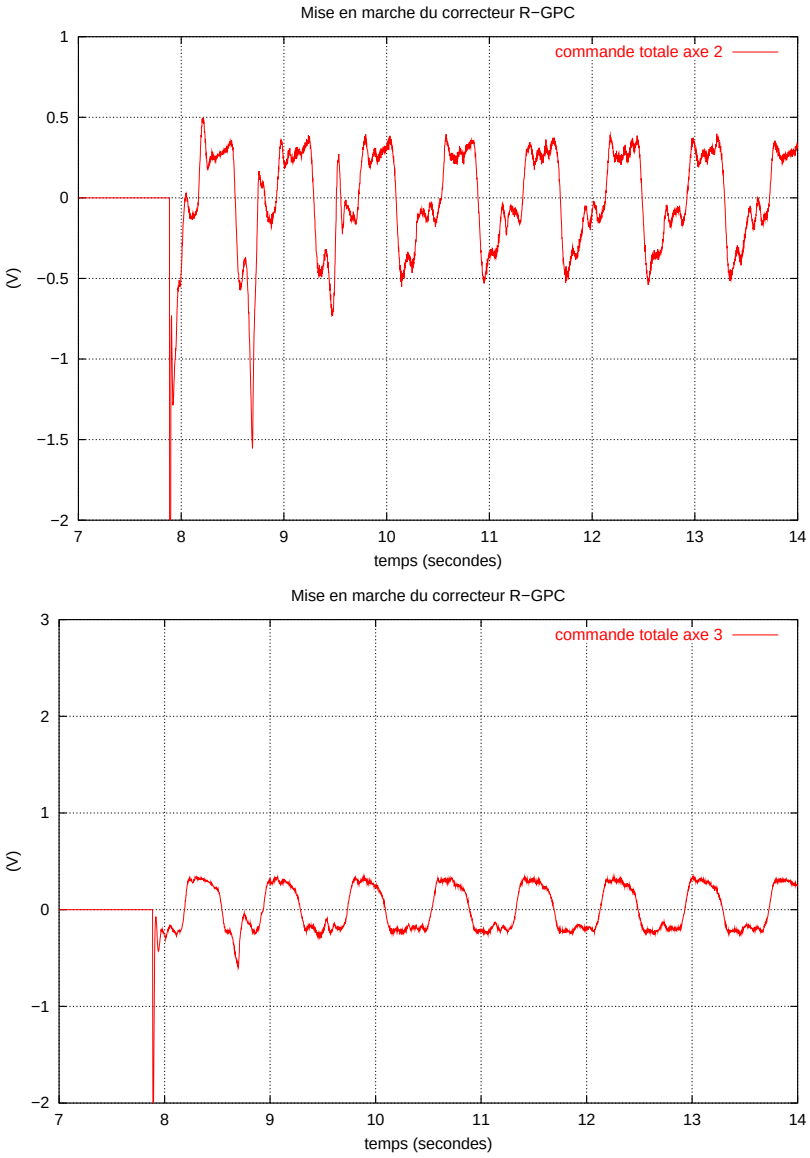


Fig. 6.29: Profil de la commande totale calculée pour les axes 2 et 3 du robot par le correcteur R-GPC image lors de sa mise en marche sur la figure 6.28. *La commande est rendue périodique pour assurer le suivi du mouvement cardiaque.*

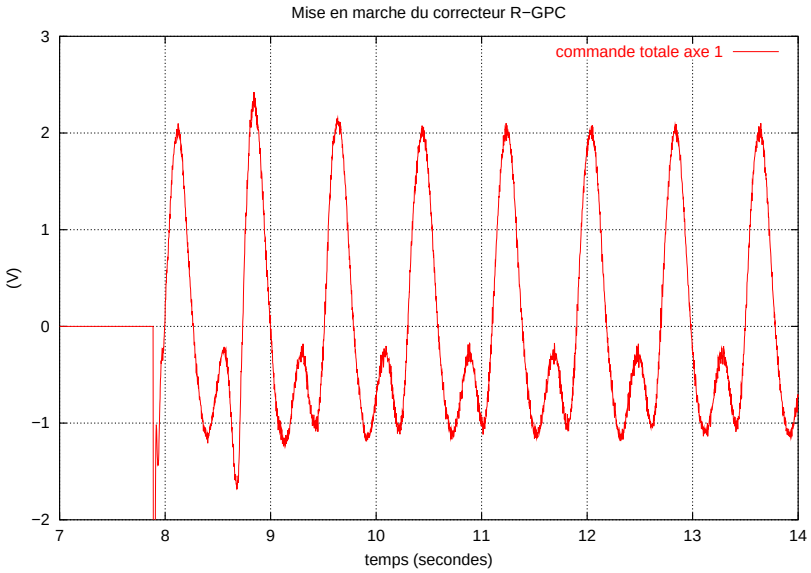


Fig. 6.30: Profil de la commande totale calculée pour l'axe 1 du robot par le correcteur R-GPC distance lors de sa mise en marche sur la figure 6.27. *La commande est rendue périodique pour assurer le suivi du mouvement cardiaque.*

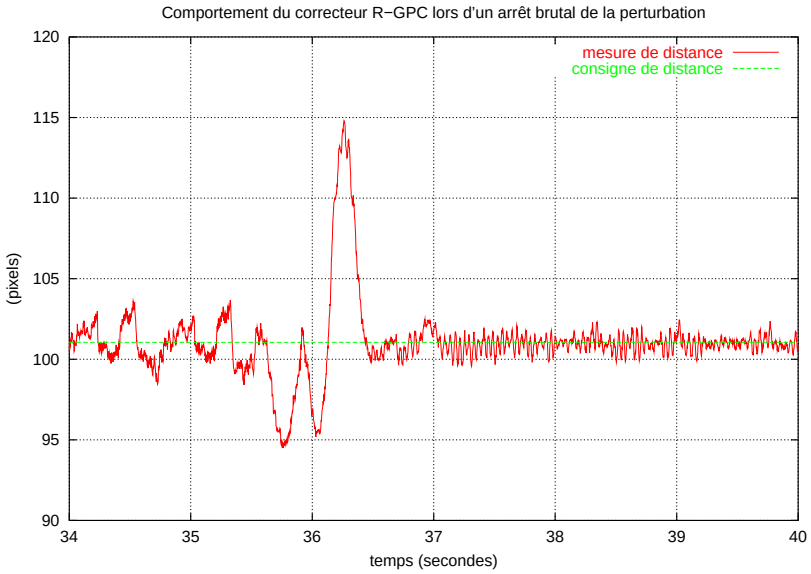


Fig. 6.31: Comportement du correcteur R-GPC distance lorsque le mouvement cardiaque simulé T_c s'arrête brusquement. *Le suivi est en régime établi lorsque survient l'arrêt du cœur. Après une période de suivi « dans le vide » (erreur résiduelle qui augmente brusquement), le système arrête le suivi et l'erreur qui persiste est due au bruit de mesure visuelle statique (de l'ordre du pixel). Cela signifie que le correcteur arrête de rejeter la perturbation, et par là que son fonctionnement est sûr.*

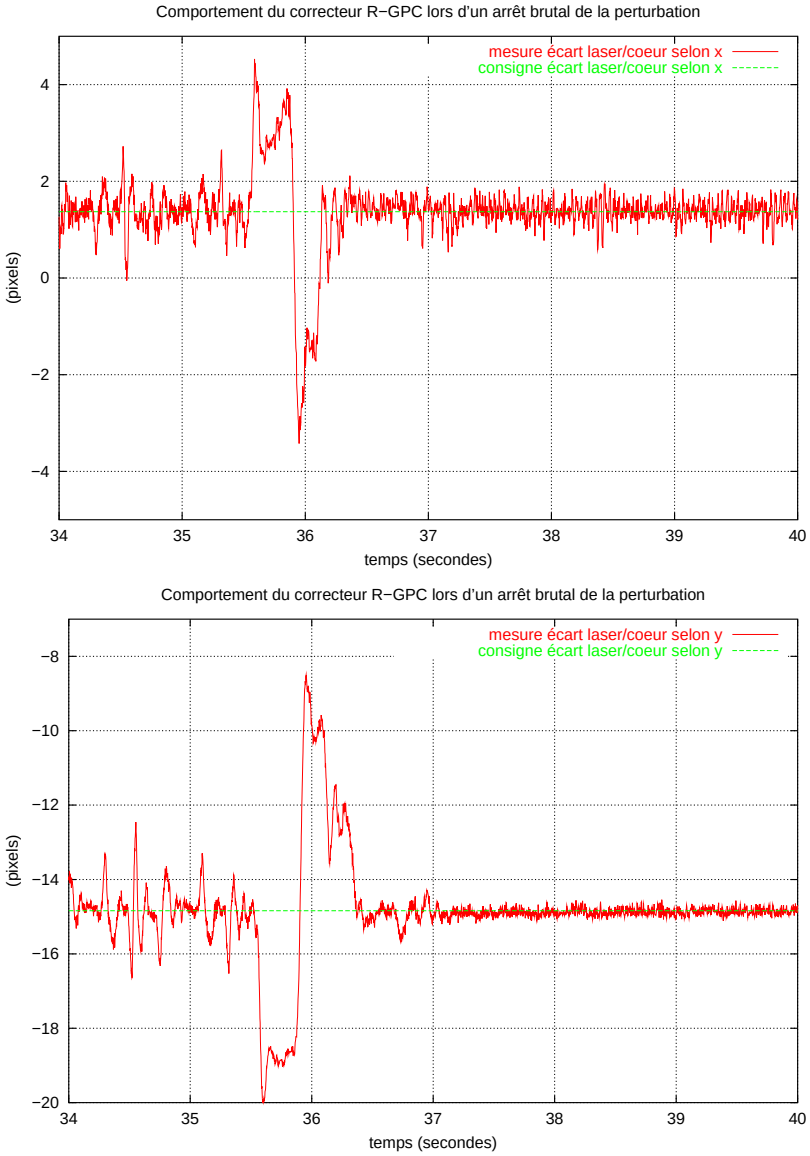


Fig. 6.32: Comportement du correcteur R-GPC image lorsque le mouvement cardiaque simulé T_c s'arrête brusquement. *Le suivi est en régime établi lorsque survient l'arrêt du cœur. Après une période de suivi « dans le vide » (erreur résiduelle qui augmente brusquement), le système arrête le suivi et l'erreur qui persiste est due au bruit de mesure visuelle statique (de l'ordre du pixel). Cela signifie que le correcteur arrête de rejeter la perturbation, et par là que son fonctionnement est sûr.*

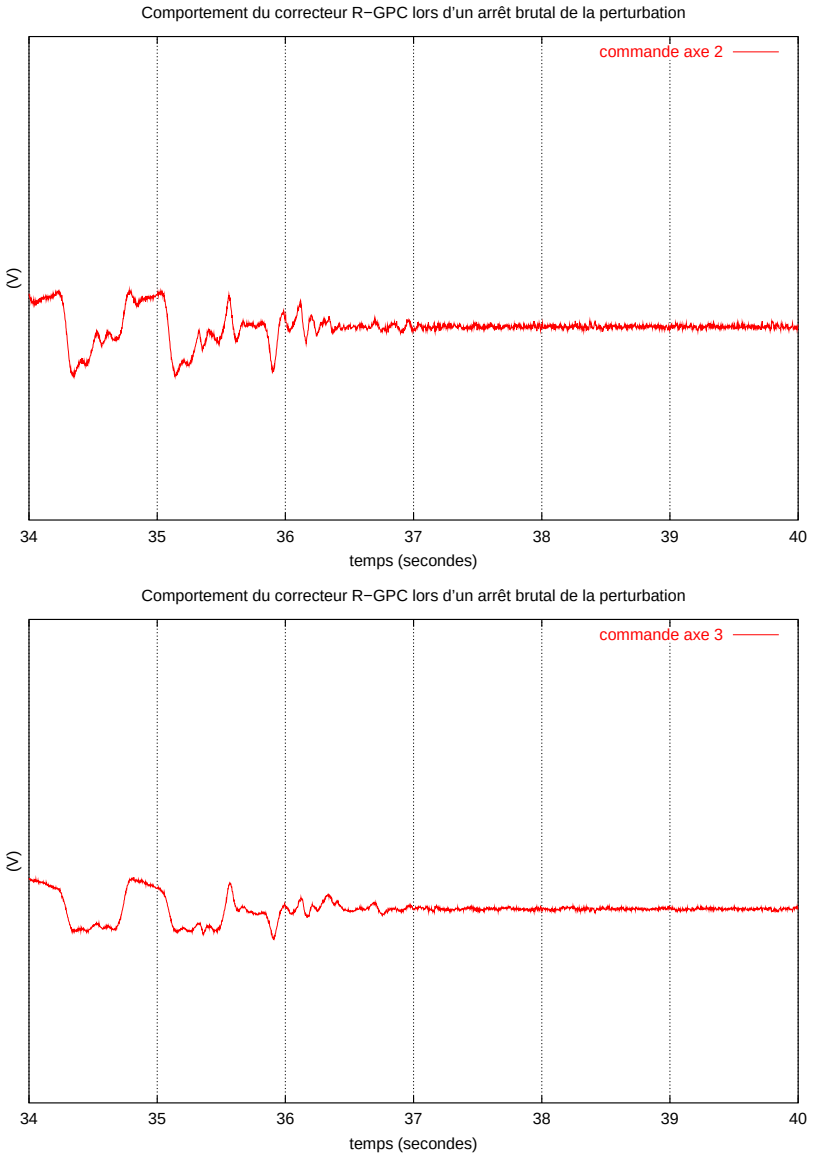


Fig. 6.33: Profil de la commande totale calculée pour les axes 2 et 3 du robot par le correcteur R-GPC image lors de l'arrêt brutal de la perturbation sur la figure 6.32. *La commande devient nulle ce qui provoque la stabilisation du robot ; la dernière période de la commande correspond à la période de suivi « dans le vide » du cœur qui vient de s'arrêter.*

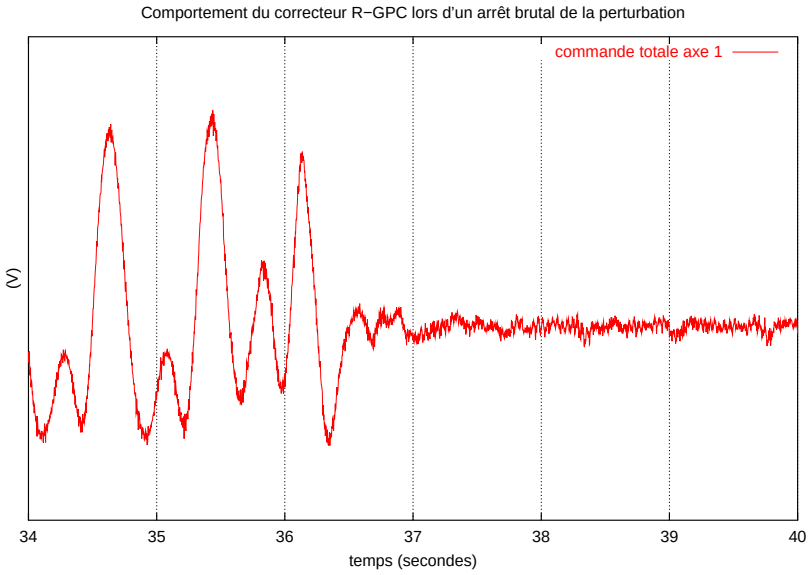


Fig. 6.34: Profil de la commande totale calculée pour l'axe 1 du robot par le correcteur R-GPC distance lors de l'arrêt brutal de la perturbation sur la figure 6.31. *La commande devient nulle ce qui provoque la stabilisation du robot ; la dernière période de la commande correspond à la période de suivi « dans le vide » du cœur qui vient de s'arrêter.*

Conclusion

Sur les tableaux 6.4 et 6.5, on voit que l'erreur résiduelle de suivi en régime permanent d'asservissement est réduite d'environ 99 % pour $\hat{x}$ et $\hat{y}$ et 98 % pour $\hat{d}$ pour le correcteur R-GPC par rapport à la perturbation originale mono-périodique (mouvement T_c seul). L'erreur d'asservissement obtenue en pixels correspond à une erreur réelle estimée inférieure à 3 mm.

Sur les tableaux 6.6 et 6.7, on voit que l'erreur résiduelle de suivi est réduite d'environ 51 % pour $\hat{x}$, 52 % pour $\hat{y}$ et 89 % pour $\hat{d}$ pour le correcteur GPC par rapport à la perturbation originale simulée avec deux composantes (mouvements T_c et T_v). Elle est encore réduite de presque 64 % pour $\hat{x}$ et $\hat{y}$ avec le correcteur GPC+A par rapport au correcteur GPC. L'erreur d'asservissement obtenue en pixels correspond à une erreur réelle de 3 à 5 mm.

On remarquera la dégradation des résultats selon la mesure $\hat{d}$. Elle est due à l'influence des axes q_2 et q_3 sur l'axe q_1, qui dégrade l'estimation de la perturbation sur $\hat{d}$. De plus, à cause de sa dimension importante, l'axe q_1 a une dynamique plus lente que les axes q_2 et q_3, ce qui rend plus difficile le suivi rapide selon cette direction. On a observé en particulier l'apparition de vibrations rapides à l'extrémité du bras, lorsque l'énergie de la commande est trop importante pour q_1. Ces vibrations sont liées à l'excitation de modes flexibles du bras et de la transmission.

Tab. 6.4: Caractéristiques typiques du mouvement cardiaque simulé T_c. *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Série	Nombre échant.	Mesure	Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C1	3221	$\hat{d}$	139,92	123,51	150,81	**57,37**	**7,57**
#C2	5701	$\hat{x}$	1,40	-13,57	12,17	**56,85**	**7,54**
		$\hat{y}$	-17,90	-36,68	4,75	**144,34**	**12,01**
		$\hat{d}$	78,18	61,79	94,01	**97,02**	**9,85**

Tab. 6.5: Performances typiques du correcteur R-GPC pour la compensation du mouvement cardiaque T_c simulé en laboratoire (erreur résiduelle). *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Correcteur	Nbre échant.		Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C3 R-GPC	3226	$\hat{d}$	0,01	-3,96	3,82	**1,10**	**1,05**
#C4 R-GPC	3137	$\hat{d}$	-0,003	-4,10	3,18	**1,05**	**1,03**
#C5 R-GPC	21001	$\hat{x}$	-0,01	-3,53	1,27	**0,19**	**0,43**
		$\hat{y}$	0,00	-1,97	3,14	**0,51**	**0,72**
		$\hat{d}$	0,00	-3,01	2,59	**1,16**	**1,08**
#C6 R-GPC	9601	$\hat{x}$	-0,02	-3,51	2,76	**0,27**	**0,52**
		$\hat{y}$	0,02	-4,15	6,00	**0,64**	**0,80**
		$\hat{d}$	0,00	-6,13	3,96	**1,43**	**1,19**

Tab. 6.6: Caractéristiques typiques du mouvement cardiaque simulé $T_c + T_v$. *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Série	Nombre échant.	Mesure	Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C7	12115	$\hat{x}$	10,50	1,51	22,70	**14,91**	**3,86**
		$\hat{y}$	11,61	4,44	19,82	**9,38**	**3,06**
		$\hat{d}$	141,12	107,24	154,38	**171,63**	**13,10**

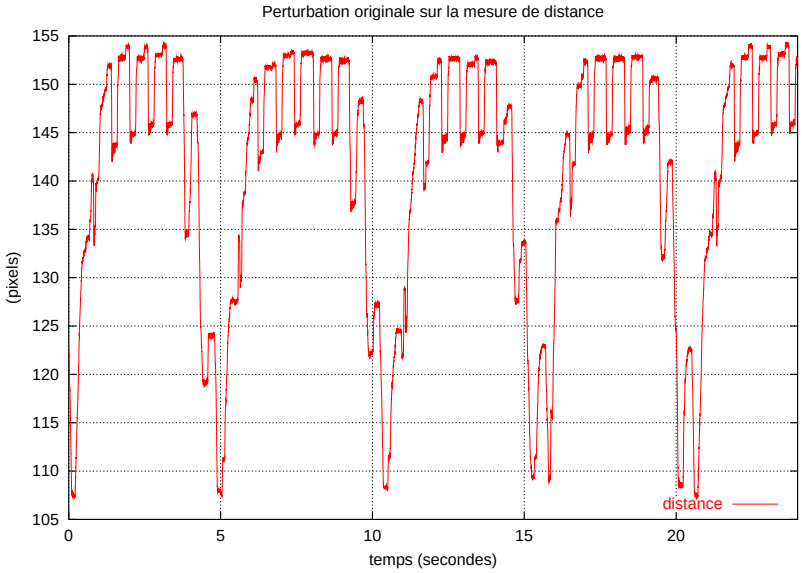


Fig. 6.35: Exemple du signal de perturbation original T_c + T_v enregistré sur la tourelle (mesure de distance led/laser dans l'image).

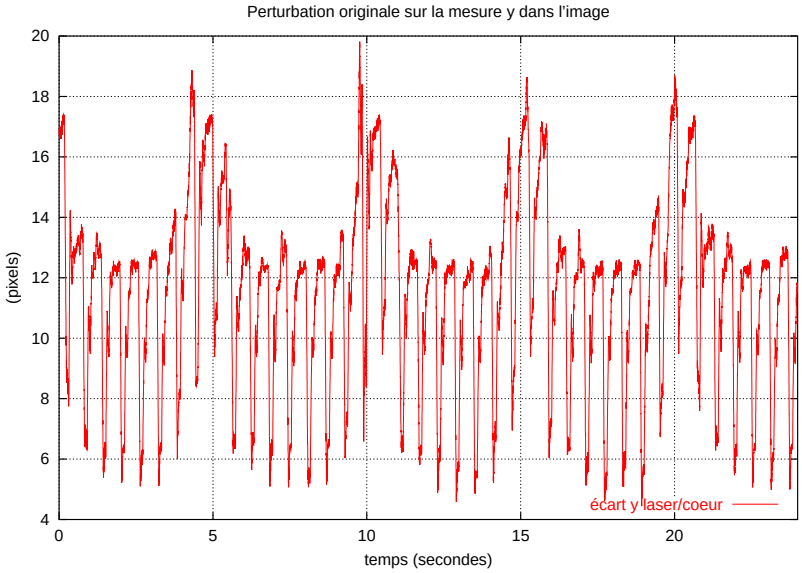


Fig. 6.36: Exemple du signal de perturbation original T_c + T_v visible sur la mesure $\hat{y}$ (écart laser/cœur) dans l'image.

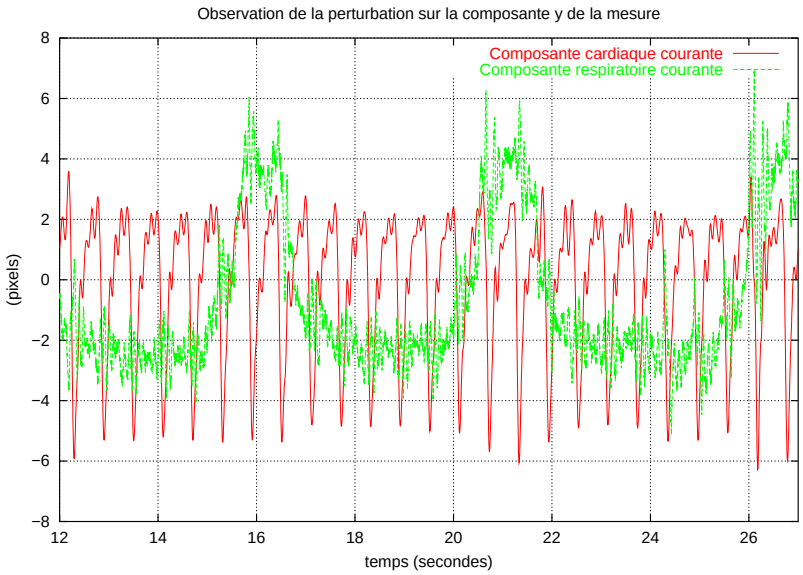


Fig. 6.37: Exemple de l'observation adaptative de la perturbation sur la mesure $\hat{y}$ dans l'image, pendant l'asservissement visuel. *La perturbation est similaire à celle représentée sur la figure 6.36. L'observateur sépare la mesure en deux composantes périodiques de période T_v (composante de respiration) et T_c (composante des battements propres du cœur).*

Tab. 6.7: Comparaison de la performance des deux correcteurs pour la compensation du mouvement cardiaque $T_c + T_v$ simulé en laboratoire (erreur résiduelle). *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Correcteur	Nbre échant.		Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C8 GPC	8801	$\hat{x}$	-0,01	-7,50	11,00	**7,28**	**2,70**
		$\hat{y}$	0,00	-15,17	7,74	**4,40**	**2,10**
		$\hat{d}$	0,36	-15,55	14,03	**19,21**	**4,38**
#C9 GPC	3901	$\hat{x}$	0,03	-7,23	11,00	**7,17**	**2,68**
		$\hat{y}$	0,06	-15,25	7,67	**4,51**	**2,12**
		$\hat{d}$	-0,5	-15,75	8,39	**18,52**	**4,30**
#C10 GPC+A	18501	$\hat{x}$	0,00	-5,62	6,33	**2,56**	**1,60**
		$\hat{y}$	0,00	-7,05	4,56	**1,64**	**1,28**
		$\hat{d}$	-0,31	-23,52	12,28	**25,42**	**5,04**
#C11 GPC+A	4801	$\hat{x}$	-0,01	-4,66	5,42	**2,35**	**1,53**
		$\hat{y}$	0,01	-5,88	3,60	**1,62**	**1,27**
		$\hat{d}$	-0,91	-21,58	11,91	**28,56**	**5,34**

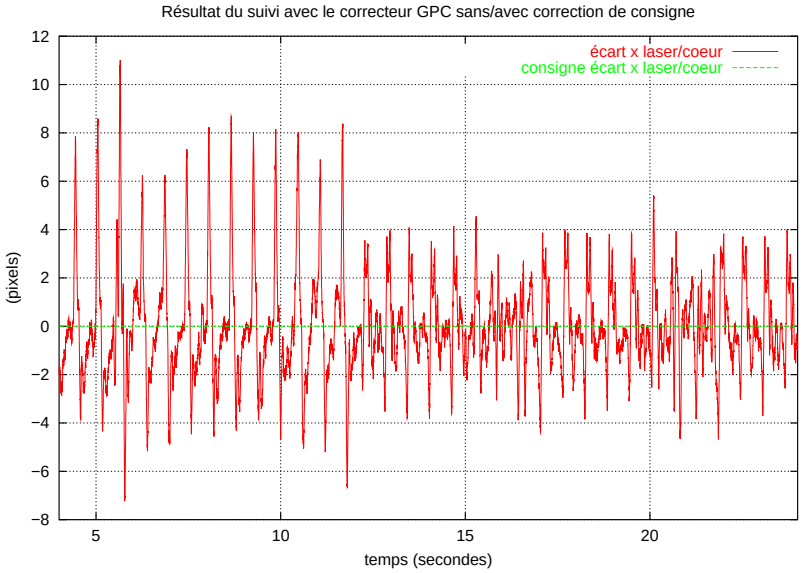


Fig. 6.38: Erreur résiduelle de suivi du cœur battant simulé, selon x dans l'image, avec un correcteur GPC standard puis avec le correcteur GPC+A. *L'observateur adaptatif (donc le correcteur* GPC+A*) est mis en marche à* $t = 12$ *s. La première moitié de la courbe exhibe des pics assez hauts à chaque battement propre du cœur. L'amplitude de ces pics est diminuée d'un tiers environ lorsque le correcteur voit ses consignes corrigées par l'observateur adaptatif, qui est mis en marche à* $t = 12$ *s.*

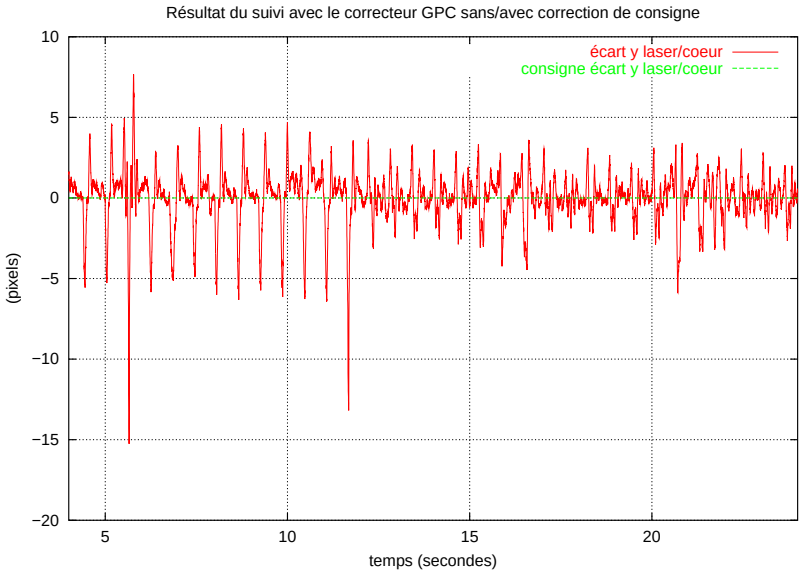


Fig. 6.39: Erreur résiduelle de suivi du cœur battant simulé, selon y dans l'image, avec un correcteur GPC standard puis avec le correcteur GPC+A. *L'observateur adaptatif (donc le correcteur* GPC+A*) est mis en marche à* $t = 12$ *s. Il contribue à diminuer la hauteur des pics d'erreur de suivi.*

6.2.5 Suivi du cœur battant en conditions opératoires

Dispositif

Le dispositif utilisé pour les expériences en conditions réelles est identique à celui de simulation en laboratoire, sauf que la tourelle orientable est retirée. Les expérimentations sont réalisées sur un cœur battant, dans les conditions de la chirurgie ouverte.

Un porc vivant est placé sous anesthésie générale. Une équipe de deux chirurgiens procède ensuite à l'ouverture de sa cage thoracique afin de libérer l'accès au myocarde, puis retire le péricarde, la membrane qui l'enveloppe (photo de la figure 6.40).

Un petit support recouvert de 4 DELs est alors apposé sur la surface du cœur de façon à ce que les DELs aient le même mouvement que celui du cœur. La mesure des mouvements est réalisée avec une caméra rapide à partir de l'image de ces DELs, ainsi que celle des marqueurs propres à l'instrument, selon les 3 degrés $\hat{x}$, $\hat{y}$ et $\hat{d}$. Le dispositif global, avec le robot, est visible sur la photo de la figure 6.41.

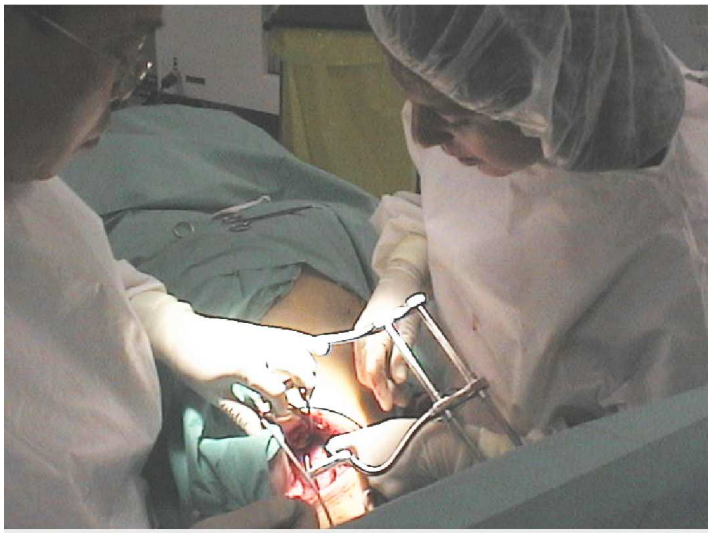


Fig. 6.40: Préparation d'un cochon pour une expérience à cœur ouvert.

Résultats

Deux expériences de suivi du cœur battant en conditions opératoires sont proposées ici : on compare les performances du correcteur GPC+A à un correcteur GPC standard qui n'a pas d'observateur adaptatif de perturbation. Les résultats et commentaires des deux expériences sont donnés sur les courbes des figures 6.44 à 6.48 (séries #C12 à #C15) ; le tableau 6.9 donne les statistiques calculées pour les erreurs résiduelles en régime permanent d'asservissement. Ces résultats ont été présentés en partie dans la publication [67] soumise à acceptation.

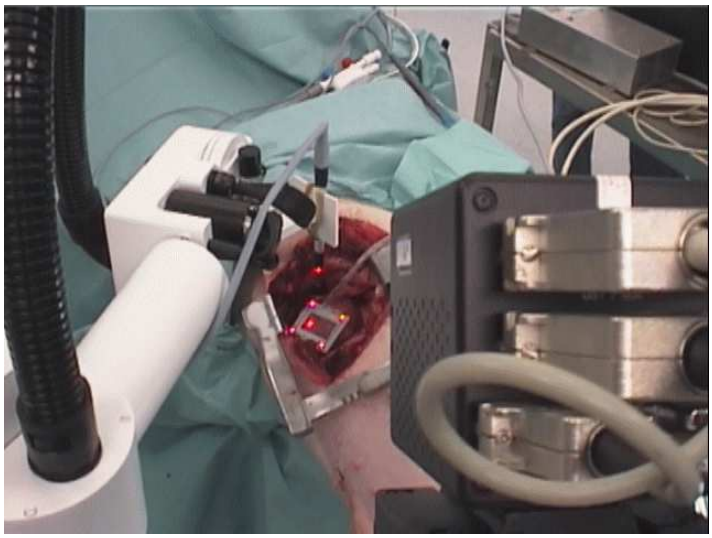


Fig. 6.41: Vue du dispositif global pour le suivi du cœur battant par le robot Sinters.

Les mesures de mouvement du cœur selon trois degrés de liberté dans l'image sont présentés sur les figures 6.42 et 6.43.

Tab. 6.8: Caractéristiques typiques du mouvement cardiaque enregistré en conditions opératoires. *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Série	Nombre échant.	Mesure	Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C12	7546	$\hat{x}$	6,97	-5,88	28,58	**80,52**	**8,97**
		$\hat{y}$	-19,24	-31,25	-5,44	**42,20**	**6,49**
		$\hat{d}$	82,90	61,52	96,30	**106,26**	**10,31**
#C13	7183	$\hat{x}$	2,62	-8,85	21,74	**59,59**	**7,72**
		$\hat{y}$	-4,90	-19,25	4,82	**45,47**	**6,74**
		$\hat{d}$	94,94	74,31	107,72	**90,25**	**9,50**

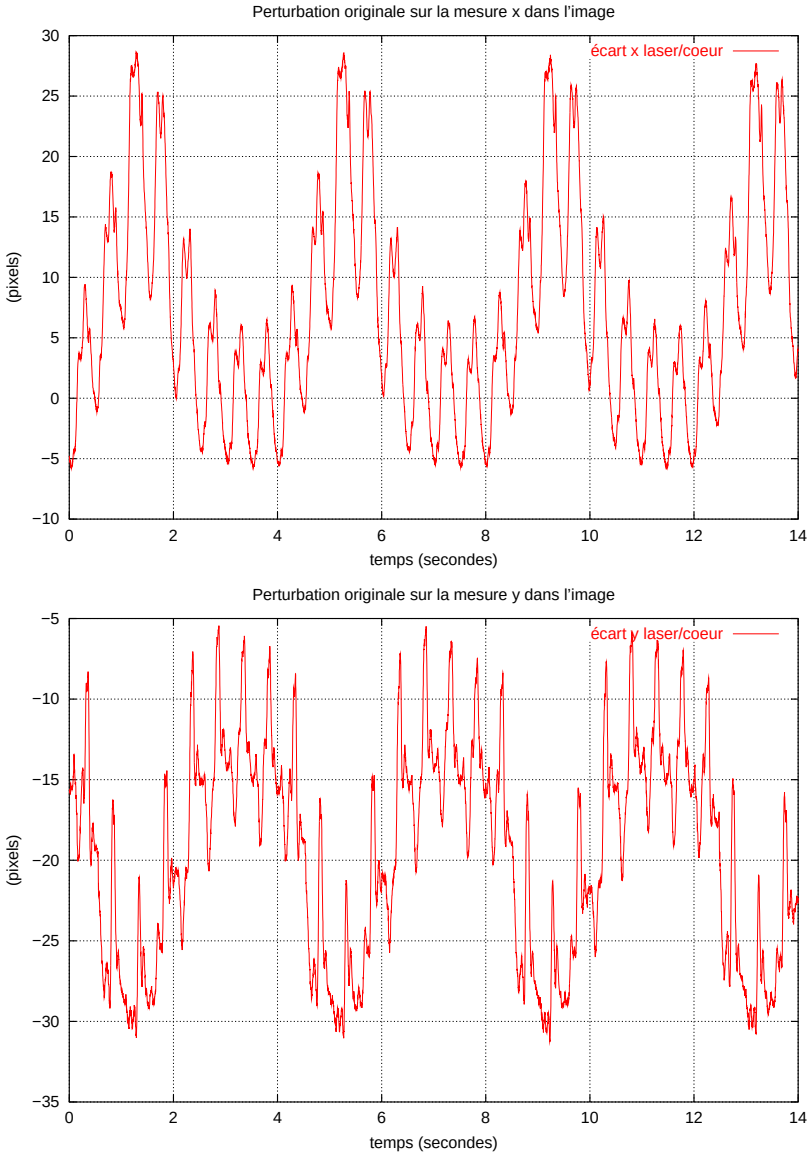


Fig. 6.42: Exemple du signal de perturbation original enregistré sur le cœur battant, mesures $\hat{x}$ (en haut) et $\hat{y}$ (en bas) (écart laser/cœur) dans l'image.

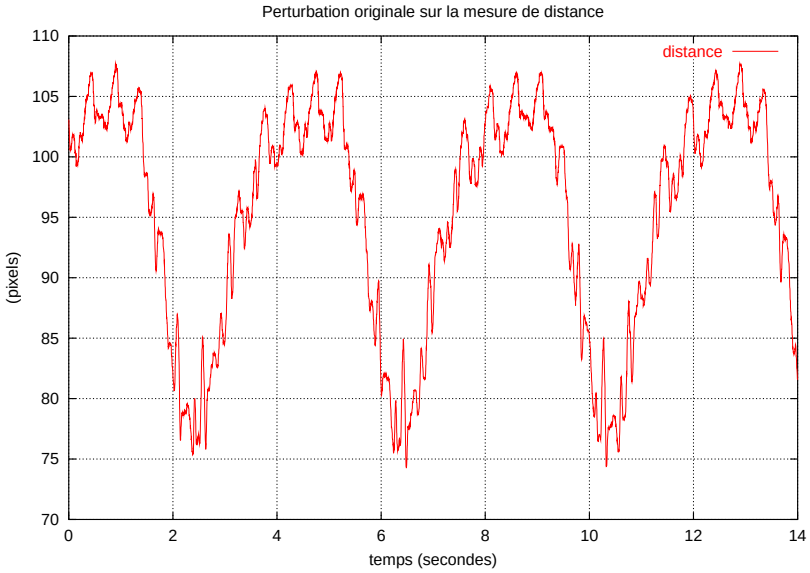


Fig. 6.43: Exemple du signal de perturbation original enregistré sur le cœur battant, mesure de distance led/laser dans l'image.

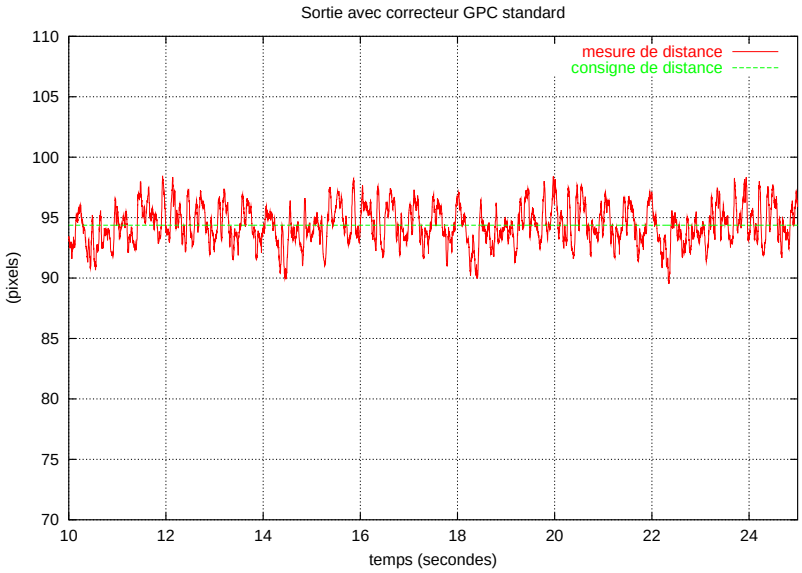


Fig. 6.44: Suivi du mouvement du cœur battant *in vivo* à l'aide d'un correcteur GPC standard, mesure $\hat{d}$ (distance led/laser) dans l'image. *L'écart avec la consigne en régime établi est d'amplitude crête-à-crête de 6 à 7 pixels environ.*

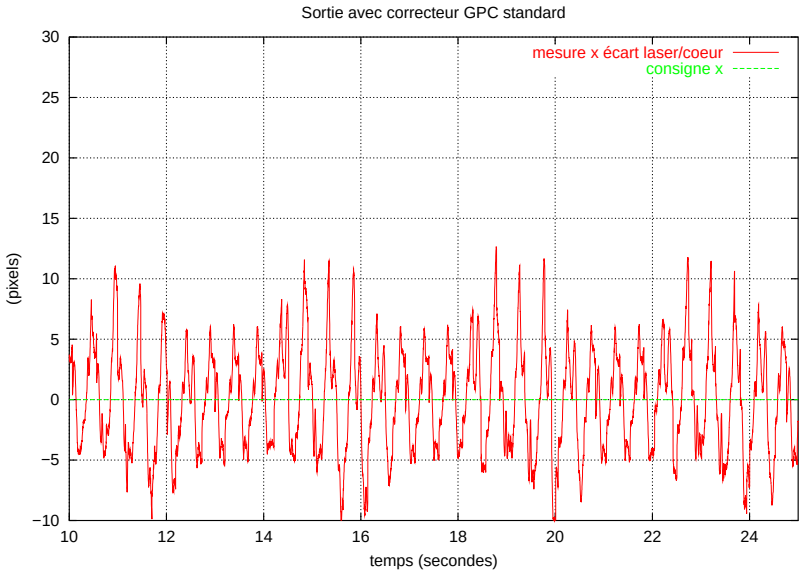


Fig. 6.45: Suivi du mouvement du cœur battant *in vivo* à l'aide d'un correcteur GPC standard, mesure $\hat{x}$ (écart laser/cœur) dans l'image. *L'écart avec la consigne en régime établi est d'amplitude crête-à-crête d'une douzaine de pixels environ.*

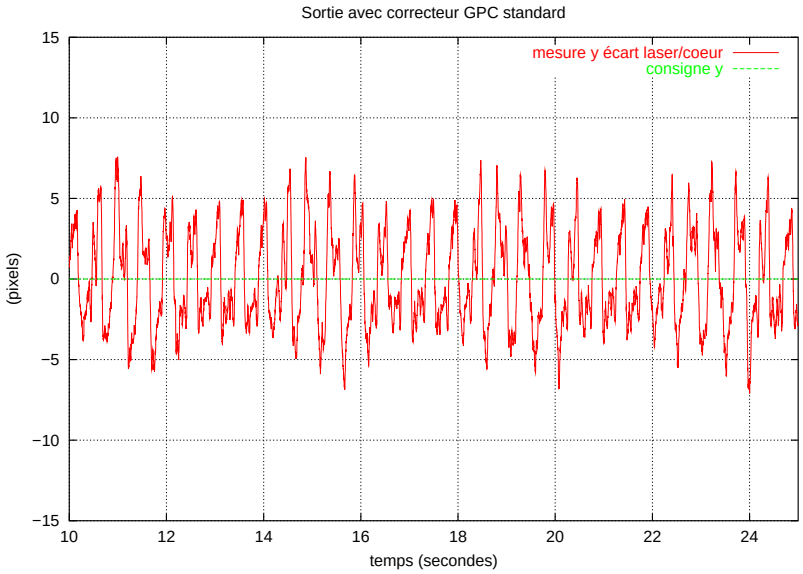


Fig. 6.46: Suivi du mouvement du cœur battant *in vivo* à l'aide d'un correcteur GPC standard, mesure $\hat{y}$ (écart laser/cœur) dans l'image. *L'écart avec la consigne en régime établi est d'amplitude crête-à-crête d'une quinzaine de pixels environ.*

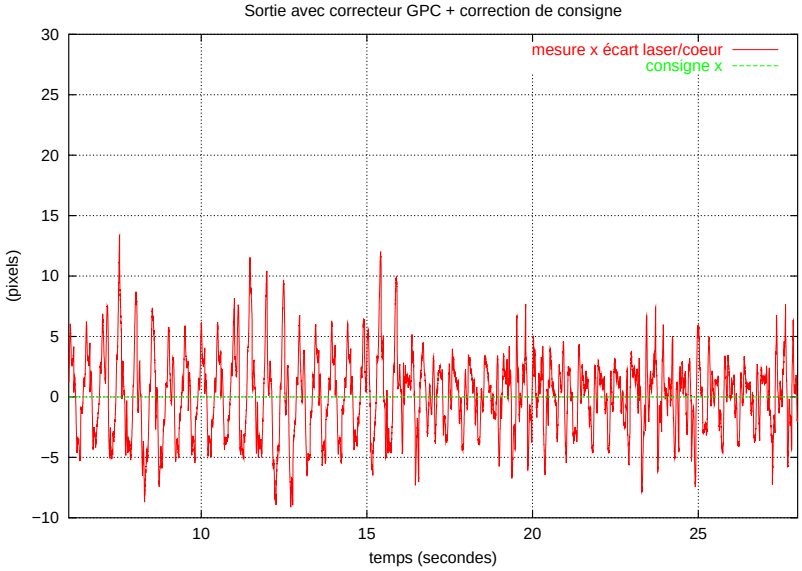


Fig. 6.47: Suivi du mouvement du cœur battant avec le correcteur GPC+A, mesure $\hat{x}$ (écart laser/cœur) dans l'image. *L'observateur adaptatif de perturbation est mis en marche à $t = 16$ s. Le suivi du cœur battant est effectué d'abord avec un correcteur GPC standard (première moitié de la courbe), puis avec le correcteur GPC+A à partir de $t = 16$ s. La courbe montre l'erreur résiduelle obtenue. L'amplitude des pics correspondants au mouvement de respiration et aux battements propres du cœur est notablement réduite.*

Tab. 6.9: Comparaison de la performance des deux correcteurs pour la compensation du mouvement cardiaque en conditions opératoires (erreur résiduelle). *Les valeurs statistiques sont calculées à l'aide du nombre d'échantillons indiqué dans la 2ème colonne.*

Correcteur	Nbre échant.		Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Variance (pixel^2)	Écart-type (pixel)
#C14 GPC	18707	$\hat{x}$	-0,02	-10,55	12,65	**17,58**	**4,19**
		$\hat{y}$	-0,01	-7,34	7,60	**8,57**	**2,93**
		$\hat{d}$	0,02	-4,85	4,86	**2,41**	**1,55**
#C15 GPC+A	5601	$\hat{x}$	0,09	-7,87	7,68	**5,98**	**2,45**
		$\hat{y}$	-0,25	-10,94	7,01	**6,82**	**2,61**
		$\hat{d}$	-0,34	-10,45	5,50	**4,71**	**2,17**

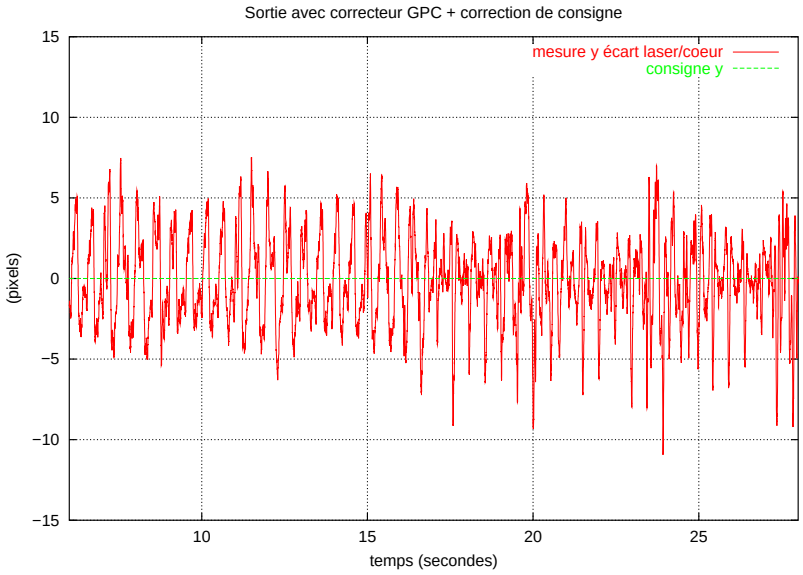


Fig. 6.48: Suivi du mouvement du cœur battant avec le correcteur GPC+A, mesure $\hat{y}$ (écart laser/cœur) dans l'image. *L'observateur adaptatif de perturbation est mis en marche à* $t = 16$ *s. La courbe montre l'erreur résiduelle obtenue, lorsqu'un correcteur* GPC *standard est muni d'un observateur adaptatif de perturbation (à partir de* $t = 16$ *s). L'amplitude des pics correspondants au mouvement de respiration et aux battements propres du cœur est notablement réduite.*

Conclusion

Sur les tableaux 6.8 et 6.9, on voit que l'erreur résiduelle de suivi en régime permanent d'asservissement est réduite d'environ 78 % selon $\hat{x}$, 81 % selon $\hat{y}$, et 97 % selon $\hat{d}$ pour le correcteur GPC par rapport à la perturbation originale. Elle est encore réduite de près de 66 % selon $\hat{x}$ et 20 % selon $\hat{y}$ pour le correcteur GPC+A par rapport au correcteur GPC. L'erreur d'asservissement obtenue en pixels correspond à une erreur réelle dont la valeur est estimée varier entre 5 et 8 mm. On notera également la dégradation des résultats selon la mesure $\hat{d}$, qui est due à l'apparition de vibrations du bras liées à l'excitation de modes flexibles.

6.3 Conclusion sur les résultats expérimentaux

Ce chapitre a présenté de nombreux résultats expérimentaux pour la compensation de la respiration, ainsi que pour le suivi du cœur battant, à la fois en simulation sur des dispositifs de laboratoire et en conditions opératoires réelles.

Le déplacement d'un robot Aesop a été commandé par asservissement visuel selon 1 degré de liberté afin de suivre le mouvement respiratoire d'un foie avec l'extrémité d'un instrument de chirurgie. Le comportement avec un correcteur GPC standard dans la boucle d'asservissement a été comparé à celui obtenu avec le correcteur prédictif R-GPC défini dans ce mémoire. Il montre une réduction importante de l'erreur résiduelle de suivi en régime permanent d'asservissement par rapport à l'amplitude des perturbations originales de respiration. La séparation de la commande calculée par le correcteur en deux composantes montre que la compensation de la perturbation respiratoire fonctionne comme un mode autonome du robot, et que les changements de position du robot restent déterminés par le chirurgien.

Le déplacement d'un robot médical prototype Sinters a été commandé par asservissement visuel 2D à 500 Hz selon 3 degrés de liberté, afin de suivre le mouvement d'un cœur battant. Des mouvements cardiaques simulés mécaniquement, avec ou sans composante respiratoire, et les mouvements d'un cœur *in-vivo* ont permis de tester le comportement du robot avec un correcteur GPC standard et les correcteurs R-GPC et GPC+A définis dans ce mémoire. Le correcteur R-GPC montre l'efficacité de la répétition itérative de la commande pour l'apprentissage d'une séquence quelconque de perturbation mono-périodique. L'erreur résiduelle en régime permanent d'asservissement est réduite de façon importante. L'utilisation de l'observateur adaptatif de perturbation, associée à un modèle harmonique simple du battement cardiaque (correcteur GPC+A), montre que l'on peut permettre au robot d'anticiper les mouvements du cœur dus à la respiration et à ses battements. L'erreur résiduelle de suivi est réduite de façon non négligeable par rapport à un correcteur GPC standard.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce mémoire de thèse est le résultat d'un travail consacré à la compensation des mouvements physiologiques d'organes en chirurgie mini-invasive assistée par robot. L'étude théorique de lois de commande prédictives en conjonction avec le principe du modèle interne a montré la possibilité pour un robot de chirurgie de compenser/filtrer de façon autonome des mouvements périodiques quelconques dus à la respiration et/ou aux battements cardiaques. L'approche consiste à commander des déplacements du robot par asservissement visuel afin d'anticiper les mouvements observés depuis une caméra déportée. La séquence de mouvement est identifiée de façon itérative ou adaptative grâce à un modèle interne simple de la respiration et/ou du battement cardiaque qui a été inclus dans le correcteur. Ceci a conduit à différentes expérimentations qui ont pu valider l'approche de commande dans des simulations de laboratoire ainsi qu'en conditions opératoires réelles, et démontrer ses performances en terme de rejet de perturbation. L'utilisation des lois de commande prédictive décrites dans ce mémoire permet en quelque sorte au robot d'être commandé à la fois par le chirurgien en charge de l'intervention, et par le patient lui-même, par le biais de sa respiration et de son activité cardiaque qui font se déplacer ses organes et tissus internes. Ceci apparaît particulièrement bien adapté au cas des robots télé-opérés, qui sont constitués de deux structures distantes, l'une au contact du patient et l'autre aux commandes du chirurgien.

Le premier chapitre de ce mémoire a présenté brièvement les techniques de la chirurgie à invasion minimale et un état de l'art des robots d'assistance au geste chirurgical. Les robots de positionnement automatique d'endoscope ont été présentés. Cette thèse s'inscrivant dans le cadre de l'assistance au geste chirurgical par asservissement visuel, le premier chapitre a également souligné les différents systèmes de guidage par asservissement visuel existants. Une composante essentielle des robots de chirurgie dans ce sens est leur capacité à compenser de façon autonome et automatique les mouvements physiologiques des patients. La compensation doit laisser libre l'interaction parallèle du chirurgien sur le robot.

Le deuxième chapitre a montré que la compensation des mouvements physiologiques a déjà été abordée sous de nombreux aspects en chirurgie mini-invasive, mais que peu d'approches considèrent directement le problème de la commande des robots. La compensation des mouvements physiologiques peut cependant être potentiellement incluse dans le mode de commande des robots chirurgicaux. La

problématique de cette thèse a été définie autour de la prise en compte des mouvements comme des perturbations de mesure dans la boucle d'asservissement des robots. Il s'agit de compenser les mouvements dus à la respiration et aux battements cardiaques par asservissement visuel. L'approche originale développée dans cette thèse consiste à déplacer le robot de façon à synchroniser ses déplacements avec ceux de l'organe ou des tissus considérés.

La commande prédictive GPC multi-variable, dans sa version classique avec un modèle ARIMAX, a été présentée dans le chapitre 3. Étant peu performante en matière de rejet d'une perturbation périodique, elle a servi de base à plusieurs aménagements dans les chapitres 4 et 5, où l'on a cherché à prendre en compte explicitement la présence d'une perturbation périodique ou d'un mélange de deux perturbations périodiques de sortie.

Dans le chapitre 4, un modèle de bruit répétitif et la séparation de la commande en deux composantes indépendantes ont permis de décrire un correcteur prédictif dit répétitif (R-GPC). Il met en œuvre le principe du modèle interne à la fois pour représenter une perturbation mono-périodique et pour isoler sa contribution dans la mesure. La séparation de la commande a permis d'assurer que la compensation de la perturbation agit de façon autonome et sans interaction avec les mouvements du robot requis directement par le chirurgien. La perturbation considérée est la respiration et est supposée à période constante. Elle est modélisée grâce à un opérateur répétitif à la période de la respiration.

Dans le chapitre 5, le principe de l'identification harmonique a été utilisé pour la définition d'un observateur adaptatif de perturbation. Il permet d'isoler la composante périodique d'un signal quelconque grâce à un modèle simple pris sous la forme d'une somme de quelques harmoniques. L'observateur a été utilisé en conjonction avec un correcteur GPC standard. Il est en quelque sorte un modèle interne qui fournit au correcteur un horizon de consigne corrigé grâce aux prédictions des composantes futures de la perturbation. La perturbation considérée est un mélange de deux perturbations périodiques à période constante. Il s'agit du mouvement du cœur battant, qui est dû à la fois aux mouvements respiratoires et à son activité propre. L'utilisation du principe de l'asservissement visuel a permis d'assurer que l'observateur utilise des grandeurs indépendantes du mouvement du robot, ce qui le rend par conséquent indépendant des consignes données par le chirurgien.

Le chapitre 6 a présenté les dispositifs robotiques utilisés expérimentalement pour la compensation du mouvement du foie dû à la respiration en chirurgie laparoscopique et pour le suivi du cœur battant en chirurgie ouverte.

Le robot Aesop a été commandé par asservissement visuel 2D à 25 Hz selon 1 degré de liberté pour accompagner le mouvement d'un foie simulé ou d'un porc vivant sous anesthésie générale selon l'axe d'un instrument de chirurgie. La performance du correcteur R-GPC par rapport au correcteur GPC standard a été prouvée par la réduction importante de l'erreur résiduelle de suivi en régime permanent.

Un robot médical prototype Sinters a été commandé par asservissement visuel 2D à 500 Hz selon trois degrés de liberté pour le suivi d'un cœur battant simulé ou d'un porc vivant sous anesthésie générale. Le correcteur GPC+A améliore notablement la performance du suivi en régime permanent par rapport à un GPC standard sans observateur de perturbation. Les résultats du suivi des battements de cœur seuls sans respiration selon 3 degrés de liberté ont également prouvé la performance du correcteur R-GPC pour l'apprentissage et le rejet d'une perturbation multi-dimensionnelle rapide de profil quelconque.

Ce travail a été mené dans le cadre de l'équipe projet multi-laboratoires IRMC où il a pu bénéficier à la fois des ressources de l'équipe AVR du LSIIT (robots Aesop et Sinters, systèmes de vision artificielle) et de la plate-forme chirurgicale de l'IRCAD (salle d'opération et chirurgiens). Le contact entre ingénieurs et personnel médical a été très intéressant et a permis de dégager l'intérêt des systèmes de compensation pour la chirurgie robotique. L'expérience « de terrain » et les nombreux problèmes rencontrés au cours des phases pratiques *in vivo* ont été très enrichissants et ont notamment guidé ce travail vers le filtrage du double mouvement du cœur dû à la combinaison de la respiration et de l'activité du myocarde.

Perspectives

Les simulations et expérimentations en conditions réelles qui ont été présentées dans ce mémoire démontrent la validité de l'approche prédictive pour la compensation ou le filtrage de mouvements physiologiques. Les dispositifs utilisés sont toutefois encore expérimentaux, et plusieurs améliorations ou modifications sont envisageables pour le futur, afin de rendre le système réellement utilisable cliniquement.

Le système de marqueurs visuels actifs utilisé pour repérer la position de la surface du cœur (des DELs) est bien entendu une solution provisoire, qui a permis de simplifier la partie traitement d'image. Le principal inconvénient est que le support des marqueurs encombre la surface du myocarde et empêcherait, dans la réalité, les instruments chirurgicaux d'accéder aux tissus. Les travaux d'Ortmaier à Munich [73, 136] ont montré qu'un traitement d'image robuste est possible en se basant uniquement sur des primitives naturelles (la texture du cœur lui-même). La surface se trouve alors libérée pour que des instruments maintenus par d'autres robots, synchronisés également avec le battement, puissent intervenir.

Il serait intéressant de combiner les algorithmes de prédiction robuste dans l'image d'Ortmaier [137] avec la méthode de la commande prédictive. On pourrait par exemple donner les consignes futures à un correcteur GPC grâce aux prédictions des futures positions des primitives, comme alternative à l'observateur adaptatif de perturbation. On pourrait alors prendre en compte plus de degrés de mouvement, en utilisant les déformations de petits éléments de surface, plutôt que de marqueurs ponctuels.

Le dispositif pour le suivi du cœur battant devra également être mis en place

dans le contexte de la chirurgie à invasion minimale. Il s'agit de respecter la contrainte du trocart, comme dans les expériences de compensation de la respiration sur le mouvement du foie. Plutôt que d'utiliser une position particulière de l'instrument (verticale), on pourra alors commander le mouvement de l'instrument directement dans un repère attaché à son extrémité.

On a vu en annexe que l'on pouvait prendre en compte les variations de la fréquence respiratoire grâce à l'utilisation d'un algorithme d'estimation de période. Il s'agissait de recalculer les matrices de gain du correcteur R-GPC avec la nouvelle estimée de la période. Un algorithme similaire pourrait être considéré dans le cas du suivi du cœur battant, où la période des mouvements peut également se modifier au cours de l'opération. Cependant, si la mise à jour en ligne du correcteur prédictif était possible dans le cas de la compensation de la respiration, où l'on travaillait à une cadence de 40 ms, effectuer les mêmes calculs en une seule période d'échantillonnage de 2 ms nécessite une puissance de calcul très importante. Une solution pourrait être l'utilisation de *look-up tables*, dans lesquelles on rangerait les différentes matrices de gain associées à différentes périodes de perturbation. On pourra envisager aussi la prise en compte de signaux externes qui sont disponibles dans la salle d'opération, pour les corréler avec les mesures visuelles afin de détecter les variations de période ou les perturbations aléatoires.

Enfin, concernant le système d'imagerie, un endoscope stéréoscopique permettrait d'obtenir directement des informations tri-dimensionelles sur les mouvements des organes et tissus. La limitation actuelle est toutefois le compromis entre la résolution 3D et la cadence du calcul des disparités et des distances. D'autres techniques à invasion minimale ou non-invasives sont envisageables ; l'imagerie par ultrasons (échographie), en particulier, peut donner des informations 2D ou 3D.

On a montré dans cette thèse la possibilité de compenser des mouvements physiologiques périodiques par asservissement visuel prédictif. La méthode peut naturellement se transposer à d'autres méthodes d'imagerie que la vision endoscopique. Par exemple pour les robots utilisés dans le traitement des tumeurs par radio-fréquences ou par laser, on pourrait réaliser l'asservissement à partir d'images scanner ou rayons X acquises en continu pendant l'intervention.

Il sera intéressant d'intégrer des contraintes d'entrée et de sortie dans l'optimisation de la fonction de coût des correcteurs, notamment pour assurer que les commandes envoyées au robot ne saturent pas les variateurs. La stabilité des correcteurs a été vérifiée expérimentalement ; des méthodes théoriques pourront être employées à justifier les observations pratiques. On pourra également chercher à prendre en compte un modèle dynamique multivariable plus complet du robot, en incluant par exemple des modes flexibles du bras.

ANNEXE

Annexe A

DÉTAILS DE CALCULS POUR LE CORRECTEUR GPC

Dans cette annexe on donne les détails de la résolution des équations diophantiennes du correcteur GPC, en les étendant à un polynôme Δ générique.

Le dernier paragraphe de cette partie présente une méthode de vérification de la matrice de gain G du correcteur (équation (3.25)), qui utilise une comparaison avec la réponse indicielle du système.

A.1 Calcul récursif des équations diophantiennes du GPC

A.1.1 Résolution récursive de l'équation diophantienne (3.10)

On considère l'équation diophantienne (3.10), que l'on rappelle ici :

$$\mathbf{C} = \mathbf{E}_j \mathbf{A}\Delta + z^{-j}\mathbf{F}_j \tag{A.1}$$

avec :

$$\mathbf{A} = I_{n\times n} + A_1 z^{-1} + A_2 z^{-2} + \ldots + A_{n_a} z^{-n_a} \tag{A.2}$$

$$\mathbf{C} = I_{n\times n} + C_1 z^{-1} + C_2 z^{-2} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c} \tag{A.3}$$

$$\Delta = \delta = 1 - z^{-1} \tag{A.4}$$

$$\mathbf{E}_j = E_0^{(j)} + E_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + E_{j-1}^{(j)} z^{-j+1} \tag{A.5}$$

$$\mathbf{F}_j = F_0^{(j)} + F_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + F_{n_f^{(j)}}^{(j)} z^{-n_f^{(j)}}. \tag{A.6}$$

Les coefficients des matrices $\mathbf{A}$, $\mathbf{C}$, $\mathbf{E}_j$ et $\mathbf{F}_j$ sont des polynômes en z^{-1} qui ont pour degrés respectifs n_a, n_c, $j-1$ et $n_f^{(j)}$. Les matrices A_i, C_i, $E_i^{(j)}$ et $F_i^{(j)}$ sont

à coeffi cients réels et regroupent les coeffi cients de ces polynômes. On suppose que la matrice $\mathbf{C}$ s'écrit sous forme diagonale, *i.e.*, $\mathbf{C}(z^{-1}) = c(z^{-1})I_{n\times n}$ avec $c(z^{-1})$ un polynôme de degré n_c. Le couple des matrices de polynômes $(\mathbf{E}_j, \mathbf{F}_j)$ est l'unique solution de cette équation, que l'on peut encore mettre sous la forme :

$$\begin{array}{l} I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c} = \left[E_0^{(j)} + E_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + E_{j-1}^{(j)} z^{-j+1}\right]. \\ \left[I + (A_1 - I) z^{-1} + (A_2 - A_1) z^{-2} + \ldots + (A_{n_a} - A_{n_a-1}) z^{-n_a} - A_{n_a} z^{-n_a-1}\right] + \\ F_0^{(j)} z^{-j} + F_1^{(j)} z^{-j-1} + \ldots + F_{n_f^{(j)}}^{(j)} z^{-j-n_f^{(j)}}. \end{array} \tag{A.7}$$

Le degré de la matrice $\mathbf{E}_j\mathbf{A}\Delta$ vaut $n_a + j$ et le degré de $z^{-j}\mathbf{F}_j$ est $n_f^{(j)} + j$. Étant donné que les ordres des deux membres de l'équation (A.7) doivent être identiques, on en déduit par identifi cation l'ordre $n_f^{(j)}$ du polynôme $\mathbf{F}_j$:

$$\left\{ \begin{array}{lcl} n_c \leq n_a + j & \Rightarrow & n_a + j = n_f^{(j)} + j \\ n_c > n_a + j & \Rightarrow & n_f^{(j)} + j = n_c \end{array} \right. \tag{A.8}$$

d'où :

$$n_f^{(j)} \;=\; \max(n_a, n_c - j). \tag{A.9}$$

Pour l'horizon de prédiction $j-1$, l'équation (A.1) s'écrit :

$$\mathbf{C} \;=\; \mathbf{E}_{j-1}\mathbf{A}\Delta + z^{-j+1}\mathbf{F}_{j-1}. \tag{A.10}$$

À partir de (A.1) et (A.10), on obtient :

$$(\mathbf{E}_j - \mathbf{E}_{j-1})\mathbf{A}\Delta + z^{-j+1}(z^{-1}\mathbf{F}_j - \mathbf{F}_{j-1}) = 0. \tag{A.11}$$

Étant donné la forme de Δ (équation (A.4)), on peut récrire (A.11) de la manière suivante :

$$\begin{array}{l} [(E_0^{(j)} - E_0^{(j-1)}) + (E_1^{(j)} - E_1^{(j-1)}) z^{-1} + \ldots + (E_{j-2}^{(j)} - E_{j-2}^{(j-1)}) z^{-j+2} + E_{j-1}^{(j)} z^{-j+1}]. \\ \left[I + (A_1 - I) z^{-1} + \ldots + (A_{n_a} - A_{n_a-1}) z^{-n_a} - A_{n_a} z^{-n_a-1}\right] \\ -z^{-j+1}\,[F_0^{(j-1)} + (F_1^{(j-1)} - F_0^{(j)}) z^{-1} + \ldots + (F_{n_f}^{(j-1)} - F_{n_f-1}^{(j)}) z^{-n_f} - F_{n_f}^{(j)} z^{-n_f-1}] \\ = 0. \end{array} \tag{A.12}$$

En identifi ant les membres de gauche et de droite, on trouve que :

$$E_k^{(j)} - E_k^{(j-1)} \;=\; 0 \quad \forall k = 0, \ldots, j-2. \tag{A.13}$$

Par conséquent, on a :

$$\mathbf{E}_j \;=\; \mathbf{E}_{j-1} + E_{j-1}^{(j)} z^{-j+1} \tag{A.14}$$

et on peut simplifier les notations en écrivant que $\forall j,\ E_k^{(j)} = E_k$. Ainsi l'équation (A.12) devient :

$$\begin{array}{l} E_{j-1} z^{-j+1} \overbrace{[I + (A_1 - I) z^{-1} + \ldots + (A_{n_a} - A_{n_a-1}) z^{-n_a} - A_{n_a} z^{-n_a-1}]}^{\mathbf{A}\Delta} = \\ z^{-j+1} \underbrace{[F_0^{(j-1)} + (F_1^{(j-1)} - F_0^{(j)}) z^{-1} + \ldots + (F_{n_f}^{(j-1)} - F_{n_f-1}^{(j)}) z^{-n_f} - F_{n_f}^{(j)} z^{-n_f-1}]}_{\mathbf{F}_{j-1} - z^{-1}\mathbf{F}_j} \end{array}$$

et on en déduit que :

$$z^{-1}\mathbf{F}_j \;=\; \mathbf{F}_{j-1} - \mathbf{E}_{j-1}\mathbf{A}\Delta. \tag{A.15}$$

À partir de ces relations, on peut finalement définir l'algorithme de calcul récursif suivant :

Initialisation de la récurrence

Pour $j = 1$, l'équation (A.7) s'écrit :

$$\begin{array}{l} I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c} = \\ E_0 [I + (A_1 - I) z^{-1} + (A_2 - A_1) z^{-2} + \ldots + (A_{n_a} - A_{n_a-1}) z^{-n_a} - A_{n_a} z^{-n_a-1}] \\ + F_0^{(1)} z^{-1} + F_1^{(1)} z^{-2} + \ldots + F_{n_f}^{(1)} z^{-1-n_f} \end{array}$$

avec $n_f^{(1)} = \max(n_a, n_c - 1)$. On en déduit les initialisations suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{lcl} E_0 & = & I \\ F_i^{(1)} & = & C_{i+1} - E_0(A_{i+1} - A_i) \quad 0 \leq i \leq n_f^{(1)} \end{array} \right. \tag{A.16}$$

Calcul récursif de E et F

En utilisant l'équation (A.15), on déduit la récurrence pour $j \geq 2$:

$$\left\{ \begin{array}{lcl} E_{j-1} & = & F_0^{(j-1)} \\ F_i^{(j)} & = & F_{i+1}^{(j-1)} - E_{j-1}(A_{i+1} - A_i) \quad 0 \leq i \leq n_f^{(j)} \end{array} \right. \tag{A.17}$$

A.1.2 Résolution récursive de l'équation diophantienne (3.17)

Soit l'équation diophantienne (3.17), que l'on rappelle ici :

$$\mathbf{E}_j\mathbf{B} \;=\; \mathbf{C}\mathbf{G}_j + z^{-j}\mathbf{H}_j \tag{A.18}$$

dans laquelle :

$$\begin{aligned}
\mathbf{B} &= B_0 z^{-d} + B_1 z^{-1-d} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b-d} && \text{(A.19)}\\
\mathbf{E}_j &= E_0 + E_1 z^{-1} + \ldots + E_{j-1} z^{-j+1} && \text{(A.20)}\\
\mathbf{C} &= I_{n\times n} + C_1 z^{-1} + C_2 z^{-2} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c} && \text{(A.21)}\\
\Delta &= \delta = 1 - z^{-1} && \text{(A.22)}\\
\mathbf{G}_j &= G_0^{(j)} + G_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + G_{j-1}^{(j)} z^{-j+1} && \text{(A.23)}\\
\mathbf{H}_j &= H_0^{(j)} + H_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + H_{n_h}^{(j)} z^{-n_h}. && \text{(A.24)}
\end{aligned}$$

Les coeffi cients des matrices $\mathbf{B}$, $\mathbf{E}_j$, $\mathbf{C}$, $\mathbf{G}_j$ et $\mathbf{H}_j$ sont des polynômes en z^{-1} dont les coeffi cients sont regroupés dans les matrices réelles B_i, E_i, C_i, G_i et H_i. Les degrés respectifs de ces polynômes sont n_b+d, $j-1$, n_c, $j-1$ et n_h. On suppose que la matrice $\mathbf{C}$ s'écrit sous forme diagonale, *i.e.*, $\mathbf{C}(z^{-1}) = c(z^{-1})\, I_{n\times n}$ avec $c(z^{-1})$ un polynôme de degré n_c. Le couple des matrices $(\mathbf{G}_j, \mathbf{H}_j)$ est l'unique solution de cette équation, que l'on peut encore mettre sous la forme suivante :

$$\begin{aligned}
&\overbrace{(E_0 + E_1 z^{-1} + \ldots + E_{j-1} z^{-j+1})(B_0 z^{-d} + B_1 z^{-1-d} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b-d})}^{\mathbf{P}_1} = \\
&\overbrace{(I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c})(G_0^{(j)} + G_1^{(j)} z^{-1} + \ldots + G_{j-1}^{(j)} z^{-j+1})}^{\mathbf{P}_2} \\
+ \quad &\overbrace{(H_0^{(j)} z^{-j} + H_1^{(j)} z^{-j-1} + \ldots + H_{n_h}^{(j)} z^{-j-n_h})}^{\mathbf{P}_3}. \qquad \text{(A.25)}
\end{aligned}$$

L'ordre des polynômes des 2 membres de (A.25) doit être identique. D'où les relations suivantes :

$$\begin{cases} \text{Si} \quad \text{ordre}(\mathbf{P}_1) \leq \text{ordre}(\mathbf{P}_2) \quad \text{alors} \quad \text{ordre}(\mathbf{P}_3) = \text{ordre}(\mathbf{P}_2) \\ \text{Si} \quad \text{ordre}(\mathbf{P}_1) > \text{ordre}(\mathbf{P}_2) \quad \text{alors} \quad \text{ordre}(\mathbf{P}_3) = \text{ordre}(\mathbf{P}_1). \end{cases} \qquad \text{(A.26)}$$

Ce qui se traduit par :

$$\begin{cases} n_b + d \leq n_c \quad \Rightarrow \quad n_h = n_c - 1 \\ n_b + d > n_c \quad \Rightarrow \quad n_h = n_b + d - 1. \end{cases} \qquad \text{(A.27)}$$

On en déduit l'ordre n_h du polynôme H :

$$n_h = \max(n_c, n_b + d) - 1. \qquad \text{(A.28)}$$

On récrit l'équation (A.18) pour l'horizon de prédiction $j-1$:

$$\mathbf{E}_{j-1}\mathbf{B} = \mathbf{C}\mathbf{G}_{j-1} + z^{-j+1}\mathbf{H}_{j-1}. \qquad \text{(A.29)}$$

En faisant la différence entre (A.18) et (A.29), on obtient :

$$\mathbf{C}\,(\mathbf{G}_j - \mathbf{G}_{j-1}) + z^{-j+1}\,[z^{-1}\mathbf{H}_j - \mathbf{H}_{j-1} - z^{j-1}\,(\mathbf{E}_j - \mathbf{E}_{j-1})\,\mathbf{B}] = 0 \qquad \text{(A.30)}$$

or (cf. équation (A.14)) :

$$\mathbf{E}_j - \mathbf{E}_{j-1} \;=\; E_{j-1}\,z^{-j+1} \qquad \text{(A.31)}$$

d'où :

$$\mathbf{C}\,(\mathbf{G}_j - \mathbf{G}_{j-1}) - z^{-j+1}\,[\mathbf{H}_{j-1} - z^{-1}\mathbf{H}_j + E_{j-1}\mathbf{B}] = 0. \qquad \text{(A.32)}$$

En récrivant cette équation sous forme étendue on arrive à :

$$\begin{aligned}
&(I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c})\,.[(G_0^{(j)} - G_0^{(j-1)}) + (G_1^{(j)} - G_1^{(j-1)})\,z^{-1} + \ldots \\
&+ (G_{j-2}^{(j)} - G_{j-2}^{(j-1)})\,z^{-j+2} + G_{j-1}^{(j)}\,z^{-j+1}] - z^{-j+1}\,[H_0^{(j-1)} + \ldots \\
&+ (H_1^{(j-1)} - H_0^{(j)})\,z^{-1} + (H_{n_h}^{(j-1)} - H_{n_h-1}^{(j)})\,z^{-n_h} - H_{n_h}^{(j)}\,z^{-n_h-1} \\
&+ E_{j-1}(B_0 z^{-d} + B_1 z^{-1-d} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b-d})] \\
&= 0.
\end{aligned}$$

Etant donné que les polynômes de $\mathbf{C}$ ne sont pas factorisables par z^{-j+1}, on trouve que :

$$G_k^{(j)} - G_k^{(j-1)} = 0 \quad \forall k = 0, \ldots, j-2 \qquad \text{(A.33)}$$

et par conséquent, on a :

$$\mathbf{G}_j - \mathbf{G}_{j-1} \;=\; G_{j-1}^{(j)}\,z^{-j+1}. \qquad \text{(A.34)}$$

L'égalité (A.33) permet de simplifier les notations et d'écrire que $\forall j,\ G_k^{(j)} = G_k$. Ainsi l'équation (A.32) devient :

$$\mathbf{C}\,G_{j-1}\,z^{-j+1} - z^{-j+1}[\mathbf{H}_{j-1} - z^{-1}\mathbf{H}_j + E_{j-1}\mathbf{B}] = 0 \qquad \text{(A.35)}$$

d'où l'on peut déduire l'équation récursive suivante :

$$z^{-1}\mathbf{H}_j \;=\; \mathbf{H}_{j-1} - \mathbf{C}\,G_{j-1} + E_{j-1}\mathbf{B}. \qquad \text{(A.36)}$$

Ces relations permettent de définir l'algorithme de calcul récursif suivant :

Initialisation de la récurrence

Pour $j = 1$, l'équation (A.25) s'écrit :

$$\begin{aligned}
&E_0\,(B_0 z^{-d} + B_1 z^{-d-1} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b-d}) = (I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c})\,G_0 \\
&+ (H_0^{(1)} z^{-1} + H_1^{(1)} z^{-2} + \ldots + H_{n_h}^{(1)} z^{-1-n_h}).
\end{aligned} \qquad \text{(A.37)}$$

On en déduit que :

$$\text{Si } d=0 \quad \begin{cases} G_0 &= E_0 B_0 \\ H_i^{(1)} &= E_0 B_{i+1} - C_{i+1} G_0 \quad 0 \le i \le n_h \end{cases} \tag{A.38}$$

$$\text{Si } d>0 \quad \begin{cases} G_0 &= 0 \\ H_i^{(1)} &= E_0 B_{i-d+1} \quad 0 \le i \le n_h \end{cases} \tag{A.39}$$

Calcul récursif de G et H

En récrivant l'équation (A.36) de manière étendue on obtient :

$$\begin{aligned} &H_0^{(j)} z^{-1} + H_1^{(j)} z^{-2} + \ldots + H_{n_h}^{(j)} z^{-n_h-1} = \\ &H_0^{(j-1)} + H_1^{(j-1)} z^{-1} + \ldots + H_{n_h}^{(j-1)} z^{-n_h} - (I + C_1 z^{-1} + \ldots + C_{n_c} z^{-n_c}) G_{j-1} \\ &+ E_{j-1} (B_0 z^{-d} + B_1 z^{-1-d} + \ldots + B_{n_b} z^{-n_b-d}). \end{aligned} \tag{A.40}$$

Pour $j \ge 2$ on a donc :

$$\begin{cases} G_{j-1} &= \begin{cases} H_0^{(j-1)} + E_{j-1} B_0 & \text{si} \quad d=0 \\ H_0^{(j-1)} & \text{si} \quad d>0 \end{cases} \\ H_i^{(j)} &= H_{i+1}^{(j-1)} - C_{i+1} G_{j-1} + E_{j-1} B_{i+1-d} \quad 0 \le i \le n_h \end{cases} \tag{A.41}$$

A.2 Extension à d'autres formes de polynômes Δ

Dans cette partie, on considère la possibilité d'étendre la méthode de résolution des équations diophantiennes du GPC à d'autres formes particulières du polynôme Δ, puis on envisage le cas général d'un polynôme quelconque. On peut déjà noter que la modifi cation de Δ change la résolution de la première équation diophantienne (A.1) uniquement, la résolution de la deuxième (A.18) restant inchangée.

A.2.1 Cas de $\Delta(z^{-1}) = (1-z^{-1})(1-\alpha z^{-T})$

Il peut être judicieux de choisir un modèle de bruit contenant à la fois un intégrateur $1-z^{-1}$ et un terme répétitif $1-\alpha z^{-T}$, avec $\alpha \in \mathbb{R}$, $0 < \alpha \le 1$, et T un entier naturel non nul. Ce terme supplémentaire permet de modéliser des perturbations périodiques, de période T comptée en nombre de périodes d'échantillonnage. Son utilisation est présentée dans le chapitre 4, où l'on montre qu'elle est équivalente à une commande répétitive. Le facteur α joue le rôle d'un facteur d'oubli de la commande. Les calculs de l'annexe (A.1) donnent maintenant l'algorithme de calcul récursif ci-après.

Degré des polynômes $\mathbf{F}_j$

Par analyse des dimensions des membres de gauche et de droite de l'équation diophantienne (A.1), on trouve :

$$n_f^{(j)} = \max(n_a + T, n_c - j)$$

Initialisation de la récurrence

$$\left\{ \begin{array}{lcl} E_0 & = & I \\ F_i^{(1)} & = & C_{i+1} - E_0 \left(A_{i+1} - A_i + \alpha \left(A_{i-T} - A_{i-T+1}\right)\right) \\ & & 0 \leq i \leq n_f^{(1)} \end{array} \right. \tag{A.42}$$

Calcul récursif de E et F

Par récurrence pour $j \geq 2$, on a :

$$\left\{ \begin{array}{lcl} E_{j-1} & = & F_0^{(j-1)} \\ F_i^{(j)} & = & F_{i+1}^{(j-1)} - E_{j-1} \left(A_{i+1} - A_i + \alpha \left(A_{i-T} - A_{i-T+1}\right)\right) \\ & & 0 \leq i \leq n_f^{(j)} \end{array} \right. \tag{A.43}$$

A.2.2 Cas d'un polynôme Δ quelconque

Soit le polynôme $p(z^{-1}) = p_0 + p_1 z^{-1} + \ldots + p_{n_p} z^{-n_p}$. On peut étendre les calculs précédents au cas d'un polynôme Δ pris sous la forme générale $\Delta = p$. On remarquera qu'il peut être judicieux de conserver un intégrateur dans le polynôme Δ en incluant explicitement $1 - z^{-1}$ dans p. Les calculs de l'annexe (A.1) donnent maintenant l'algorithme de calcul récursif ci-après.

Degré des polynômes $\mathbf{F}_j$

Par analyse des dimensions des membres de gauche et de droite de l'équation diophantienne (3.10), on trouve :

$$n_f^{(j)} = \max(n_a + n_p - 1, n_c - j).$$

On définit la matrice de polynômes $\mathbf{Q}$ comme $\mathbf{Q} = \mathbf{A}\Delta$. Le degré des polynômes de $\mathbf{Q}$ est donc $n_q = n_a + n_p$ et on peut écrire $\mathbf{Q}$ sous la forme $\mathbf{Q} = Q_0 + Q_1 z^{-1} + \ldots + Q_{n_q} z^{-n_q}$, où les Q_i sont des matrices à coefficients réels. (Si Δ n'est pas monique, alors les polynômes de $\mathbf{Q}$ ne le sont pas non plus, et l'on conserve dans la suite le cas général de $Q_0 \neq I$.)

Initialisation de la récurrence

$$\left\{\begin{array}{lcl} E_0 & = & Q_0^{-1} \\ F_i^{(1)} & = & C_{i+1} - E_0 Q_{i+1} \quad 0 \leq i \leq n_f^{(1)} \end{array}\right. \tag{A.44}$$

Calcul récursif de E et F

Par récurrence pour $j \geq 2$, on a :

$$\left\{\begin{array}{lcl} E_{j-1} & = & F_0^{(j-1)} Q_0^{-1} \\ F_i^{(j)} & = & F_{i+1}^{(j-1)} - E_{j-1} Q_{i+1} \quad 0 \leq i \leq n_f^{(j)} \end{array}\right. \tag{A.45}$$

A.3 Méthode de vérification de la matrice de gain

Dans cette partie, on donne une méthode de vérifi cation de la matrice de gain G du correcteur GPC (équation (3.25)) par comparaison avec la réponse indicielle du système. En effet, en se souvenant de l'équation (3.24),

$$\hat{\mathbf{y}} = G\,\delta\mathbf{u} + \mathbf{l}, \tag{A.46}$$

on peut remarquer que, si toutes les conditions initiales et les incréments de commande sont nuls jusqu'à l'instant précédent $k-1$, la réponse libre $\mathbf{l}$ est nulle, et la sortie prédite se réduit à

$$\hat{\mathbf{y}} = G\,\delta\mathbf{u}. \tag{A.47}$$

Si un échelon de commande est appliqué à l'instant k, c'est-à-dire

$$\ldots = u(k-2) = u(k-1) = 0 \text{ et } u(k) = u(k+1) = \ldots = 1, \tag{A.48}$$

la sortie prédite $\hat{\mathbf{y}}$ contiendra la réponse indicielle du système (en boucle ouverte). Or le vecteur $\delta\mathbf{u} = [\delta u(k), \delta u(k+1), \ldots, \delta u(k+N_u-1)]^T$ avec $\delta = 1 - z^{-1}$, peut s'écrire de la façon suivante :

$$\delta\mathbf{u} = [1, 0, \ldots, 0]^T \tag{A.49}$$

et par conséquent le produit $G\,\delta\mathbf{u}$ est égal à la première colonne de la matrice G. Comme cette colonne contient tous les coeffi cients qui composent G, un moyen de vérifi er leur exactitude est de les comparer avec la réponse indicielle $\hat{\mathbf{y}}$ du modèle du système [25].

Cette technique s'applique naturellement au cas du correcteur R-GPC où il faut considérer le modèle ARIMAX répétitif pour vérifi er la matrice de gain G_2 (voir le chapitre 4).

Annexe B

MODÈLES GÉOMÉTRIQUES DES MANIPULATEURS AESOP ET SINTERS

Dans cette annexe on détaille les modèles géométriques des deux robots, Aesop et Sinters, qui ont été utilisés dans ce travail de thèse pour les expériences de compensation de mouvement. Les repères sont positionnés sur les axes des robots d'après la convention de Denavit et Hartenberg.

B.1 Robot Aesop

Les tableaux B.1 et B.2 donnent les valeurs des paramètres de Denavit et Hartenberg du bras Aesop.

Tab. B.1: Paramètres de Denavit & Hartenberg du robot Aesop. *La valeur des constantes r_i et θ_c est donnée dans le tableau B.2. Les valeurs* min *et* max *indiquent le débattement maximal de chaque axe dans les deux sens de mouvement. La valeur de l_c est de l'ordre de 30 cm (longueur typique d'un instrument de laparoscopie).*

Corps i	a_i	α_i	d_i	θ_i	$\min(q_i)$	$\max(q_i)$
1	0	0	q_1	0	0	36,8 cm
2	r_1	0	0	q_2	-2,878 rad	2,765 rad
3	0	$\pi/2-\theta_c$	$-r_2\tan\theta_c$	$q_3+\pi/2$	-2,480 rad	2,395 rad
4	0	$-\pi/2$	$r_2/\cos\theta_c+r_3$	$q_4+\pi/2$	-2,356 rad	2,343 rad
5	r_4	$\pi/2$	0	$q_5-\pi/2$	-1,912 rad	1,544 rad
6	0	0	l_c	q_6	-	-

Tab. B.2: Constantes pour les paramètres de Denavit & Hartenberg du robot Aesop. *Les différentes valeurs de θ_c correspondent aux réglages possibles pour l'axe bloqué θ_c.*

configuration	n°1	n°2	n°3	n°4	n°5	n°6	n°7
θ_c (rad)	-0,75	-0,5	0,25	0	0,25	0,5	0,75

i	1	2	3	4
r_i (cm)	39	9	29,5	1,65

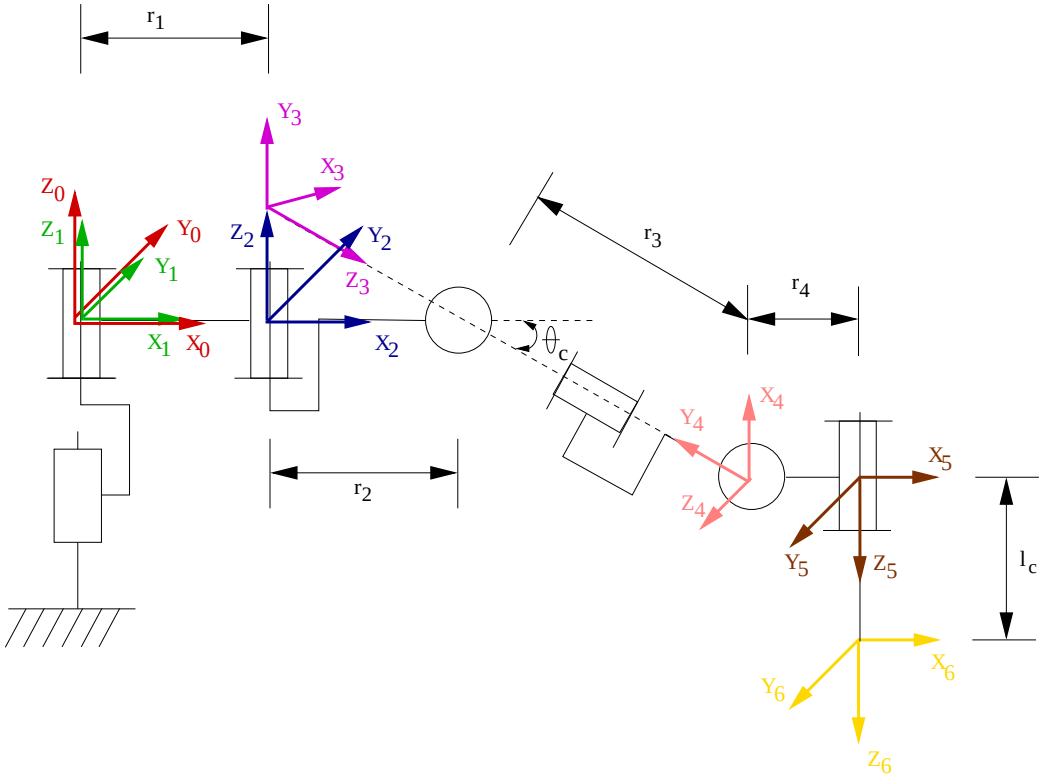


Fig. B.1: Modèle de Denavit et Hartenberg du manipulateur Aesop (d'après [99]).

B.2 Robot Sinters

Les tableaux B.3 et B.4 donnent les valeurs des paramètres de Denavit et Hartenberg du bras Sinters.

Tab. B.3: Paramètres de Denavit & Hartenberg du robot Sinters. *La valeur des constantes x, y, z et w est donnée dans le tableau B.4 ; les valeurs* min *et* max *indiquent le débattement maximal de chaque axe dans les deux sens de mouvement.*

Corps i	a_i	α_i	d_i	θ_i	$\min(q_i)$	$\max(q_i)$
1	0	0	d_1	0	0	0,34 m
2	x	0	0	q_2	-1,57 rad	1,1 rad
3	0	$\pi/2$	0	$q_3+\pi/2$	-0,01 rad	2,0 rad
4	0	$-\pi/2$	y	$q_4+\pi/2$	-1,57 rad	2,47 rad
5	0	$\pi/2$	0	$q_5-\pi/2$	-1,0 rad	1,5 rad
6	w	0	z	q_6	-1,57 rad	1,57 rad

Tab. B.4: Constantes pour les paramètres de Denavit & Hartenberg du robot Sinters.

constante	x	y	z	w
valeur en m	0,4	0,4	0,1	0,08

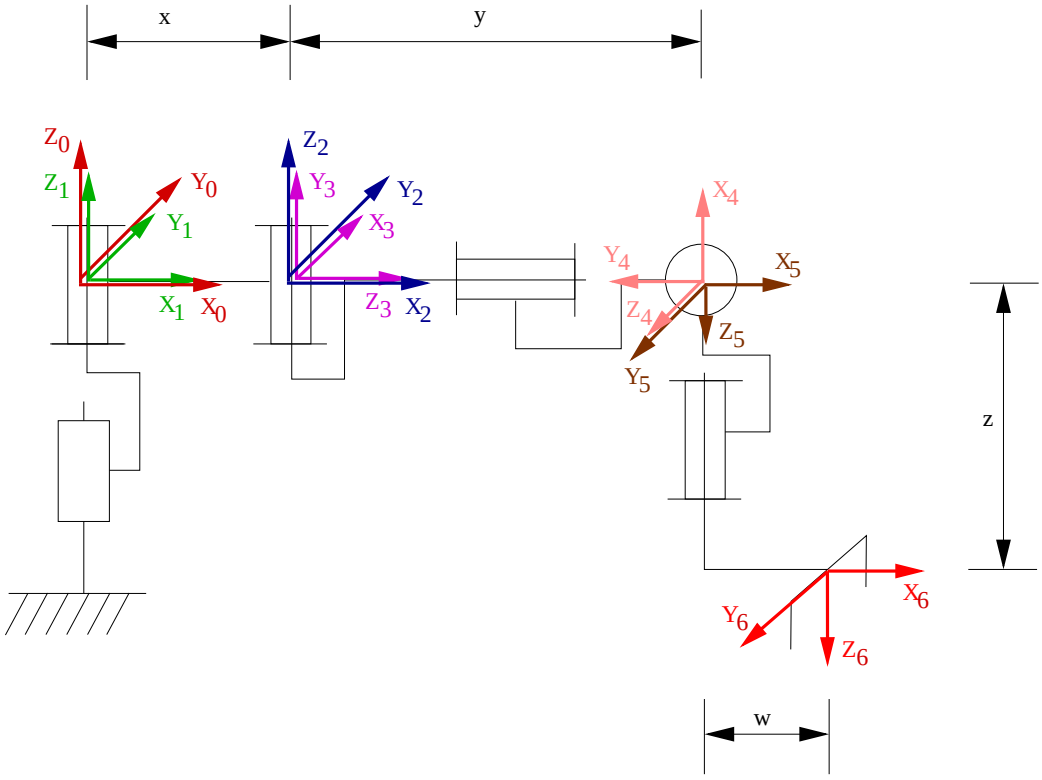


Fig. B.2: Modèle de Denavit et Hartenberg du manipulateur Sinters (d'après [32]).

Annexe C

ESTIMATION DE LA PÉRIODE DE SIGNAUX PÉRIODIQUES

Ce chapitre aborde le problème de l'estimation de la période de la perturbation due à la respiration et/ou aux battements cardiaques, lorsqu'elle est inconnue *a priori* ou qu'elle varie au cours du temps. La connaissance précise de la valeur de cette période est un prérequis indispensable au fonctionnement de la compensation prédictive. Dans les expériences des parties 6.1.4 et 6.1.5, la valeur de la période est supposée connue car elle est en principe donnée par les machines qui assurent la respiration artifi cielle de l'animal. Cependant, la valeur vraie peut différer de quelques périodes d'échantillonnage de la valeur indiquée. Aussi apparaît-il important de pouvoir estimer directement la valeur à utiliser dans le correcteur, à partir uniquement des grandeurs de mesure ou de commande.

On supposera dans la suite qu'une période de perturbation contient toujours un nombre entier de périodes d'échantillonnage pour que le paramètre T de l'opérateur Δ_R puisse être ajusté précisément. Ceci n'est pas une limitation puisque la période d'échantillonnage du système de commande du robot est très petite (elle vaut de 40 ms à 2 ms) et que les périodes typiques de la respiration (12 à 20 mouvements par minute) ou du battement cardiaque (50 à 80 pulsations par minute) sont très grandes.

On envisage d'abord l'utilisation de la méthode classique de la transformée de Fourier puis on présente une méthode d'estimation récursive en ligne.

C.1 Utilisation de la transformée de Fourier discrète

Le moyen naturel pour connaître la période d'un signal est l'étude de son spectre, qu'on calcule en ayant recours à la transformée de Fourier. Avec les signaux échantillonnés, l'algorithme de la transformée de Fourier rapide est un moyen effi cace pour exécuter les calculs en ligne, qui permet de détecter de très petites périodes (jusqu'à $2\,T_e$ si T_e est la période d'échantillonnage).

Mais la résolution fréquentielle de la transformée de Fourier discrète est inversement proportionnelle au nombre d'échantillons du signal utilisé pour le calcul. Cela signifie qu'un grand nombre d'échantillons est nécessaire pour pouvoir déterminer la période d'un signal : ceci n'est pas un inconvénient lorsque la période est inconnue et qu'elle est supposée rester constante, car on peut alors calculer le spectre hors-ligne. Mais lorsqu'on considère que la période du signal peut varier au cours du temps et que l'on cherche à déterminer ses variations, en ligne, à l'aide du spectre, alors la transformée de Fourier n'est plus adaptée : en effet, un calcul rapide montre que pour détecter une variation de 1 période d'échantillonnage sur la période T^* (en secondes) d'un signal périodique quelconque, il faut accumuler un nombre d'échantillons de l'ordre du carré de T^*/T_e. Si $T_e = 0,04$ s et que $T^* = 2$ s, il faut par exemple 2450 échantillons soit 98 s de signal, pour trouver la variation. Cette durée est trop longue et est incompatible avec le fait que l'on veuille déterminer des variations « instantanées » de la période T^*.

Dans la partie suivante, on considère une méthode récursive qui permet de déterminer la période d'un signal et ses variations de façon quasi-instantanée. L'algorithme exploite la propriété de périodicité, qui veut que $x(t+T) = x(t)$ si x est T-périodique.

C.2 Algorithme d'estimation récursive de Tsao *et al.*

L'algorithme récursif proposé par Tsao *et al.* [112, 181], dans le contexte de la commande répétitive, considère un signal $x(t)$ continu, réel, non identiquement nul et périodique de période $T^* \in \mathbb{R}$. L'algorithme fonctionne selon le principe de la minimisation de la fonction d'énergie suivante :

$$\mathscr{M}(T) = \frac{1}{2}\int_{t-T_{\max}}^{t} [x(s) - x(s-T)]^2 \, ds \tag{C.1}$$

dans laquelle le seul paramètre requis est $T_{\max}$ (en secondes), un majorant entier connu de T^*. On peut noter que la fonction $\mathscr{M}(T)$, $T \in \mathbb{R}$, est périodique et a des minima locaux aux entiers multiples de la période de base T^*. L'algorithme procède par descente de gradient. Pour que les itérations convergent vers T^*, il suffit que la condition initiale soit dans la région concave contenant T^*.

Une application utile de cet algorithme est la détermination des variations temporelles de la période du signal de perturbation, car il suffit d'une durée de l'ordre des $T_{\max}$ dernières secondes pour le faire fonctionner. On peut aussi l'utiliser pour estimer précisément la période du signal si seule une première estimée grossière est disponible (valeur indiquée par les appareils médicaux, ...).

On peut alors modifier en ligne le polynôme Δ_R à l'aide de la dernière estimée $\hat{T}$ de la période du mouvement respiratoire.

Afin d'améliorer l'efficacité de l'algorithme, le signal x est d'abord filtré [112, 181], à l'aide d'un filtre passe-bas, afin de réduire l'influence du bruit. Les valeurs

typiques de la fréquence respiratoire étant 0.3-0.4 Hz, le filtre que l'on utilise ici est un filtre elliptique de 1 Hz de bande passante.

C.2.1 Descente de gradient

Pour trouver un minimum local de la fonction de coût (C.1), il suffit d'annuler sa dérivée. Dans la suite on considère la dérivée discrète puisque l'on travaille avec des signaux échantillonnés :

$$\frac{\partial \mathscr{M}}{\partial T}(T) = \sum_{k-T_{\max}}^{k} (u_k - u_{k-T}) \frac{u_{k-T+1} - u_{k-T-1}}{2} \tag{C.2}$$

où le paramètre $T_{\max}$ est maintenant compté en nombre de périodes d'échantillonnage. On procède de façon récursive,

$$\begin{aligned} T(k+1) &= T(k) - h \frac{\partial \mathscr{M}}{\partial T} \\ T(0) &= T_0 \in \mathbb{R}. \end{aligned}$$

L'estimée $\hat{T}$ de la période recherchée est obtenue après convergence de l'algorithme. En pratique, une trentaine d'itérations est suffisante (voir les courbes ci-après).

C.2.2 Application de la décomposition de la commande à l'estimation de la période de la respiration

Cette partie discute de l'application de la décomposition de la commande dans le correcteur R-GPC à l'estimation récursive de la période T^* de la respiration.

Principe

Le système et le correcteur étant linéaires, l'effet de la perturbation de mesure dans la boucle de retour est toujours visible dans le signal de commande : la commande a la même période que la perturbation, et ce, même si la période de répétition du correcteur n'est pas identique à celle de la perturbation. On peut alors tirer parti de la décomposition de la commande du correcteur R-GPC vue au chapitre 4 (équation (4.8)) pour estimer en ligne la période T^* du mouvement. En effet, la composante de rejet de perturbation ($u_2(k)$) reste périodique et de même valeur moyenne, même quand le signal de référence est modifié, puisque c'est la portion $u_1(k)$ de la commande qui suit les modifications de la consigne. De plus, u_2 reste non identiquement nulle même quand l'asservissement a convergé.

L'algorithme est testé dans les expériences de compensation de la respiration, pour le dispositif de laboratoire présenté dans la partie 6.1.4, page 122.

La fréquence du mouvement étant lente, la fréquence de 25 Hz de la caméra est suffisamment élevée pour échantillonner correctement la perturbation. Le temps de calcul disponible à chaque itération est alors suffisant pour permettre le recalcul en ligne du correcteur prédictif à l'aide des nouvelles valeurs de la période. Le schéma-bloc de la commande est montré sur la figure C.1.

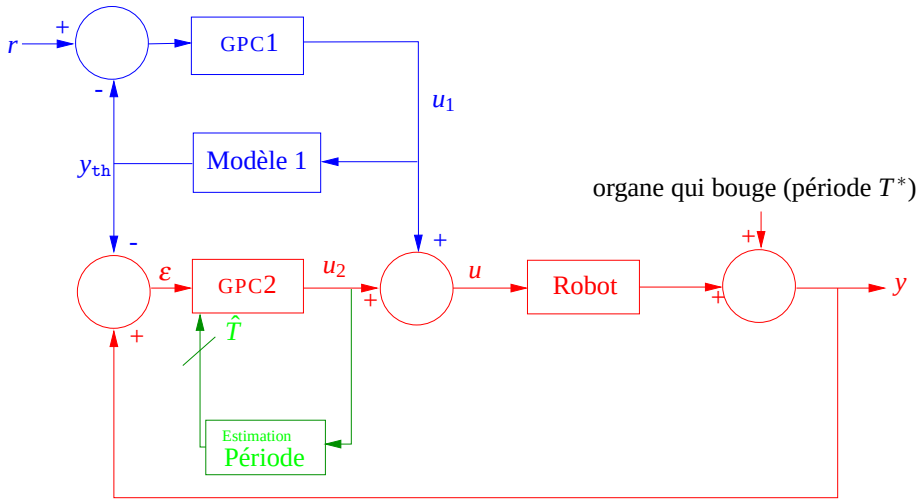


Fig. C.1: Schéma pour l'adaptation du paramètre $\hat{T}$ dans le schéma de commande R-GPC. *La période vraie de la perturbation de mesure est T^*.*

Résultats

Sur la figure C.2, la période du correcteur est réglée au départ à la valeur de 2.16 s. Elle passe à 2.4 s une fois atteinte la convergence de la descente de gradient. Le rejet de la perturbation se trouve alors amélioré comme le montre la courbe. Le changement de période est fait en ligne, ce qui rend en quelque sorte le correcteur adaptatif par rapport au paramètre T.

La figure C.3 montre la descente de gradient et l'évolution de l'estimée de la période avant la modification du correcteur sur la figure C.2.

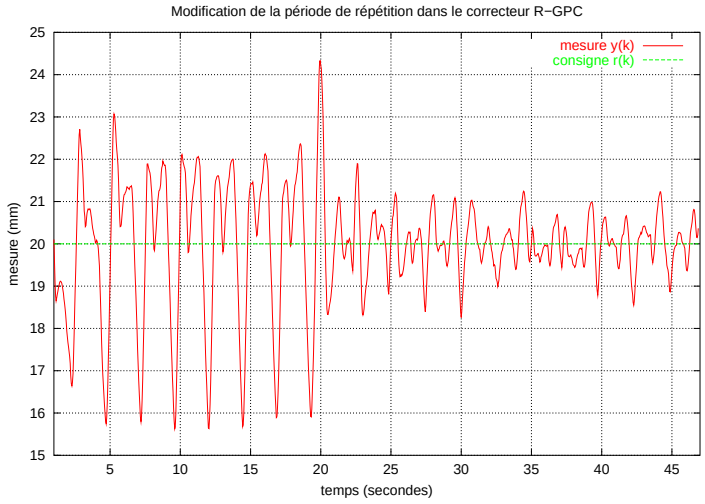
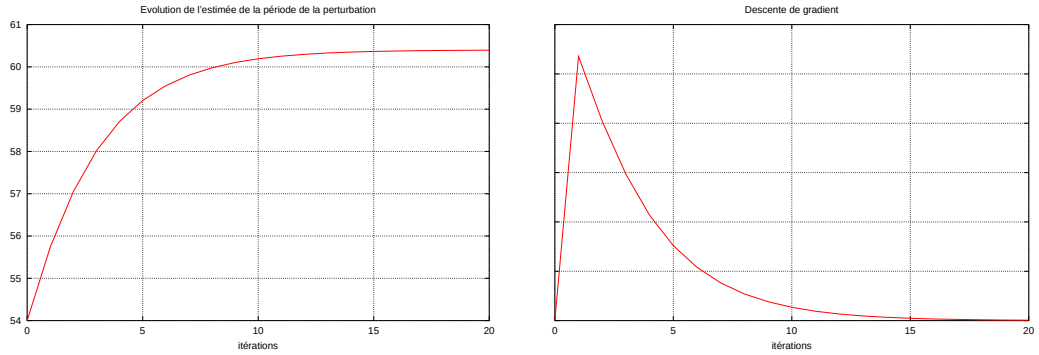


Fig. C.2: Changement de période dans le correcteur R-GPC. *Le changement est effectué à l'instant* $t = 20\,s$ *par l'algorithme d'estimation.*



(a) (b)

Fig. C.3: Descente de gradient (a) et évolution de l'estimée de la période (b). *La période de répétition initiale du correcteur est* $\hat{T} = 2,16\,s$ *(soit* $54\,T_e$*) et la période vraie est* $T^* = 2,4\,s$ *(soit* $60\,T_e$*), avec* $T_e = 40\,ms$.

Annexe D

CONVERSION DES MESURES DE DISTANCE

Les parties 2.4 et 6.2 ont présenté le dispositif expérimental utilisé pour le suivi du cœur battant. Il comporte une caméra déportée, qui est fixe par rapport à l'organe terminal du robot, pour mesurer la distance entre l'extrémité de l'instrument chirurgical et le spot laser projeté par l'instrument. La mesure est effectuée dans le repère attaché à l'image, en pixels. Dans cette annexe, on se propose de convertir en une distance cartésienne la mesure réalisée en pixels. On propose une méthode basée sur le modèle géométrique du robot, qui est une alternative à la méthode de Krupa *et al.* [99] utilisée dans le dispositif de compensation de la respiration (partie 6.1).

D.1 Rappel de quelques techniques de reconstruction 3D

Plusieurs méthodes peuvent être considérées pour la conversion d'une distance mesurée dans le repère de l'image en une distance cartésienne.

Méthodes stéréotactiques

Elles fonctionnent à l'aide d'un système de localisation optique externe ; le système Optotrak a été utilisé par Nakamura *et al.* [129] afin de calculer en ligne la transformation géométrique qui relie le repère caméra et le repère instrument. Il sert également à Berkelman *et al.* [12] pour calculer la position relative entre un système de positionnement d'endoscope et son organe de télémanipulation.

Cette méthode requiert l'utilisation de marqueurs actifs (diodes infrarouges) fixés sur les corps à localiser. Elle exige aussi que le champ de vision entre les marqueurs et la caméra infrarouge reste libre en permanence.

Méthodes stéréoscopiques

Elles requièrent l'utilisation de deux caméras (système stéréoscopique) et permettent d'évaluer les distances cartésiennes à partir du calcul de cartes de disparité (voir [71] par exemple). Ces méthodes n'ont pas du tout été considérées dans ce travail.

Méthodes projectives

Krupa *et al.* ont montré [96, 97] comment exploiter le calcul d'un invariant projectif afin de calculer la distance recherchée à partir d'une seule image. L'extrémité de l'instrument est munie de trois marqueurs lumineux alignés. La distance réelle entre chacun des marqueurs est connue. Le calcul du birapport par rapport aux images de ces marqueurs et à l'image du spot laser projeté par l'instrument permet d'exprimer la distance inconnue directement en mètres. Cette méthode a été utilisée dans ce travail pour les expériences de compensation de la respiration en conditions de laboratoire. Elle s'avère toutefois assez sensible au bruit de mesure, d'autant plus que les distances entre les marqueurs de l'instrument sont en pratique faibles par rapport à la distance recherchée.

Méthodes géométriques

Dans cette méthode on exploite directement la connaissance du modèle géométrique direct du robot pour calculer la distance inconnue en temps réel à partir de chaque image. La distance est calculée à partir de la connaissance de la transformation géométrique (constante) entre le repère de la caméra et un repère lié à la base du robot. Cette transformation est identifiée au préalable à l'aide d'une procédure utilisant la méthode de Tsaï. Elle ne nécessite pas d'appareillage supplémentaire et n'a besoin que d'un seul marqueur lumineux à l'extrémité de l'instrument. Elle suppose que la position relative de la caméra et de la base du robot reste constante. Cette méthode est décrite en détail dans la suite de cette annexe.

D.2 Méthode géométrique

Il s'agit ici d'identifier la matrice de transformation homogène M_{cb} entre le repère de la caméra R_c et le repère de base du robot R_b. Pour cela, on utilise un repère objet virtuel R_o fixe situé dans l'espace de travail de l'organe terminal du robot, ainsi que la connaissance à chaque instant du modèle géométrique M_{bo} (voir la figure D.1).

La procédure consiste à amener par asservissement visuel 2D l'extrémité de l'instrument (son marqueur lumineux) en 4 points $(X_p^{(i)}, Y_p^{(i)})$, $i = 1, \ldots, 4$ de l'image (voir fig. D.2). Pour cet asservissement, on actionne un ensemble d'articulations du robot qui permet à l'extrémité de l'instrument de se déplacer dans

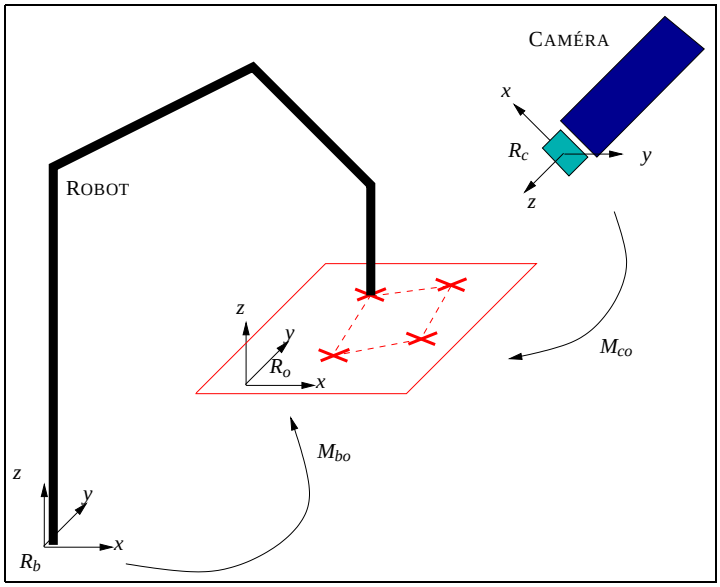


Fig. D.1: Schéma pour la procédure d'identification de la transformation base/caméra.

un plan uniquement ; on note R_o un repère de ce plan. Sur le robot Sinters dans la partie 6.2, on déplace les axes 2 et 3 ; le plan R_o est donc parallèle au repère de base du robot. On associe à chaque point i le vecteur des positions articulaires $\mathbf{q}^{(i)}$ obtenu à la convergence de l'asservissement 2D. Grâce au modèle géométrique direct du robot, ce vecteur permet de calculer la position du point correspondant $P^{(i)}$ dans le repère de base R_b du robot.

Des images de 4 points coplanaires, on peut déduire la matrice de transformation M_{co} par application de la méthode de Tsaï. Les détails de la méthode de Tsaï proprement dite sont reportés dans l'annexe E. La matrice M_{bc} est fi nalement obtenue comme le produit $M_{bc} = M_{bo}M_{co}^{-1}$.

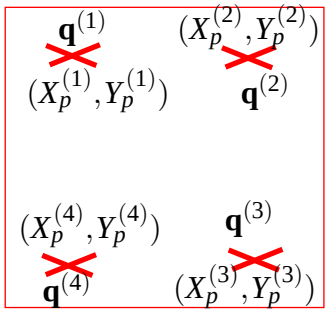


Fig. D.2: Notations pour les points coplanaires décrits lors de la procédure d'identification de la transformation base/caméra. *Image de 4 points coplanaires arbitraires à atteindre par asservissement visuel 2D.*

On notera que cette méthode est dépendante de l'étalonnage de la caméra à cause de l'utilisation de la méthode de Tsaï [179].

Annexe E

DÉTAILS DE LA MÉTHODE DE TSAÏ POUR LA RECONSTRUCTION 3D

La méthode de Tsaï est un algorithme utilisé classiquement en vision par ordinateur et en robotique pour calculer l'attitude d'un objet constitué de n points coplanaires par rapport à la caméra [179].

Cette méthode est dépendante de l'étalonnage de la caméra (la connaissance des paramètres intrinsèques est nécessaire). De nombreux logiciels sont disponibles gratuitement sur l'Internet pour le problème d'étalonnage des capteurs (voir par exemple la boîte à outils Matlab de Bouguet [23]).

La méthode présentée ci-dessous est considérée dans l'annexe D, où elle sert à calculer l'attitude du repère caméra par rapport à un repère solidaire du robot.

E.1 Définitions et notations

Le schéma pour la reconstruction est celui de la fi gure E.1.

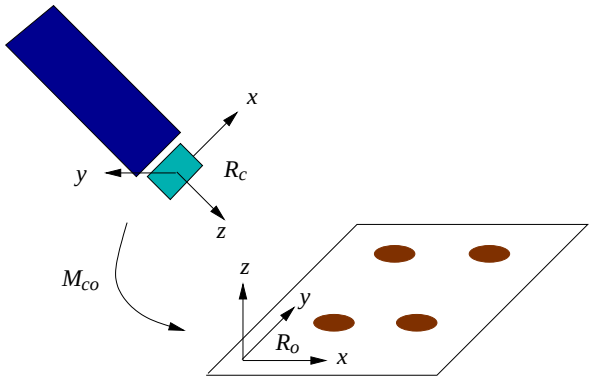


Fig. E.1: Schéma pour l'algorithme de reconstruction de Tsaï.

La caméra est munie du repère R_c et l'objet du repère R_o. Le repère R_c a pour origine le centre optique de la caméra. On note f la longueur focale de la caméra.

Le modèle pour la formation des images est le modèle du sténopé (projection perspective). Le but est de calculer les coeffi cients de la matrice de transformation homogène M_{co}, qui exprime le passage d'un repère à l'autre, à partir des informations de l'image :

$$M_{co} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & T_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & T_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_{R_c}$$

E.2 Calculs

Soit P un point de l'objet et P_p sa projection dans l'image :

$$P = \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \\ 0 \end{bmatrix}_{R_o}, \quad P_p = \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ f \end{bmatrix}_{R_c}.$$

La loi de projection perspective donne :

$$\begin{cases} x_p = f\dfrac{r_{11}x_o + r_{12}y_o + T_x}{r_{31}x_o + r_{32}y_o + T_z} \\ \\ y_p = f\dfrac{r_{21}x_o + r_{22}y_o + T_y}{r_{31}x_o + r_{32}y_o + T_z}. \end{cases}$$

Or la caméra fournit une mesure en pixels. Il faut donc convertir les longueurs x_p et y_p en pixels ; on défi nit pour cela les coeffi cients G_x et G_y (exprimés en pixels), et on obtient les mesures X_p et Y_p en pixels :

$$\begin{cases} X_p = \dfrac{G_x}{f}x_p \\ \\ Y_p = \dfrac{G_y}{f}y_p \end{cases}$$

De plus, le repère pour les mesures dans l'image étant habituellement positionné dans un coin de l'image, les mesures sont en réalité :

$$\begin{cases} X_p^{'} = X_p + C_x \\ Y_p^{'} = Y_p + C_y \end{cases}$$

où (C_x, C_y) est le couple des coordonnées du centre de l'image. On a fi nalement :

$$X_p = X_p^{'} - C_x \text{ et } Y_p = Y_p^{'} - C_y.$$

En divisant les équations de projection perspective par T_z, on arrive à :

$$X_p = \frac{\theta_1 x_o + \theta_2 y_o + \theta_3}{\theta_7 x_o + \theta_8 y_o + 1} \quad \text{(E.1)}$$

$$Y_p = \frac{\theta_4 x_o + \theta_5 y_o + \theta_6}{\theta_7 x_o + \theta_8 y_o + 1} \quad \text{(E.2)}$$

avec $\theta_1 = r_{11}\frac{G_x}{T_z}$, $\theta_2 = r_{12}\frac{G_x}{T_z}$, $\theta_3 = T_x\frac{G_x}{T_z}$, $\theta_4 = r_{21}\frac{G_y}{T_z}$, $\theta_5 = r_{22}\frac{G_y}{T_z}$, $\theta_6 = T_y\frac{G_y}{T_z}$, $\theta_7 = \frac{r_{31}}{T_z}$ et $\theta_8 = \frac{r_{32}}{T_z}$.

En divisant l'équation (E.1) par l'équation (E.2), on obtient :

$$-Y_p y_o \theta_2 + X_p x_o \theta_4 + X_p y_o \theta_5 + X_p \theta_6 = Y_p(x_o \theta_1 + \theta_3).$$

Cette équation peut s'écrire sous forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} -Y_p y_o & X_p x_o & X_p y_o & X_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_2 \\ \theta_4 \\ \theta_5 \\ \theta_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Y_p x_o & Y_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_3 \end{bmatrix}.$$

Si la cible est constituée d'au moins 4 points, le système des équations ci-dessus admet une solution $(\alpha_{21}, \alpha_{23}, \alpha_{41}, \alpha_{43}, \alpha_{51}, \alpha_{53}, \alpha_{61}, \alpha_{63})$ telle que :

$$\begin{aligned} \theta_2 &= \alpha_{21}\theta_1 + \alpha_{23}\theta_3 \\ \theta_4 &= \alpha_{41}\theta_1 + \alpha_{43}\theta_3 \\ \theta_5 &= \alpha_{51}\theta_1 + \alpha_{53}\theta_3 \\ \theta_6 &= \alpha_{61}\theta_1 + \alpha_{63}\theta_3. \end{aligned}$$

En substituant ces équations dans (E.1), on a

$$\begin{bmatrix} x_o + \alpha_{21} y_o & 1 + \alpha_{23} y_o & -X_p x_o & -X_p y_o \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_3 \\ \theta_7 \\ \theta_8 \end{bmatrix} = [X_p].$$

La résolution du système des équations ci-dessus pour au moins 4 points permet d'obtenir θ_1, θ_3, θ_7 et θ_8, puis θ_2, θ_4, θ_5 et θ_6. Pour estimer les paramètres de la matrice M_{co}, il est nécessaire de déterminer la profondeur T_z. En utilisant la propriété de normalité du premier vecteur colonne de la matrice de rotation, $r_{11}^2 + r_{21}^2 + r_{31}^2 = 1$, on écrit que :

$$\left(\frac{\theta_1 T_z}{G_x}\right)^2 + \left(\frac{\theta_4 T_z}{G_y}\right)^2 + (\theta_7 T_z)^2 = 1.$$

Sachant que T_z est toujours positif car l'objet est toujours situé devant la caméra, on en déduit que :

$$T_z = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{\theta_1}{G_x}\right)^2 + \left(\frac{\theta_4}{G_y}\right)^2 + \theta_7^2}}.$$

BIBLIOGRAPHIE

[1] `http://www.acrobot.co.uk`. Site web de la société Acrobot.

[2] L. Adhami et E. Coste-Manière. A versatile system for computer integrated mini-invasive robotic surgery. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, tome 2488 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 272–281. Springer, Tokyo, Japan, septembre 2002.

[3] L. Adhami, E. Coste-Manière et J.-D. Boissonnat. Planning and simulation of robotically assisted minimal invasive surgery. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI 2000)*, tome 1935 de *Lecture Notes in Computer Science*. Springer, octobre 2000.

[4] Computer Aided et Image Guided Medical Interventions Homepage. `http://cimint.ethz.ch` et `http://co-me.ch/projects/cardio.en.html`. Site web de l'ETH Zurich.

[5] S. Aiono, J. M. Gilbert, B. Soin, P. A. Finlay et A. Gordon. Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endoassist) for laparoscopic cholesystectomy. Dans *11th Annual Scientifi c Meeting, Society for Minimally Invasive Therapy*. Boston, septembre 1999.

[6] L. Al Bassit, G. Poisson et P. Vieyres. Kinematics of a 6 dof robot for teleechography. Dans *11th International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2003)*. Coïmbra, Portugal, juillet 2003.

[7] M. E. Allaf, S. V. Jackman, P. G. Schulam, J. A. Cadeddu, B. R. Lee, R. G. Moore et L. R. Kavoussi. Laparoscopic visual fi eld : Voice versus foot pedal interfaces for control of the aesop robot. *Surgical Endoscopy*, 12, 1415–1418, 1998.

[8] M. Argenziano, M. C. Oz, T. Kohmoto, J. Morgan, J. Dimitui, L. Mongero, J. Beck et C. R. Smith. Totally endoscopic atrial septal defect repair with robotic assistance. *Circulation*, 108, no. 10, II191–II194, septembre 2003. Supplément 1.

[9] K.J. Åström. *Introduction to stochastic control theory*. Academic Press, New-York, USA, 1970.

[10] F. Ben Amara, P. T. Kabamba et A. G. Ulsoy. Adaptive sinusoidal disturbance rejection in linear discrete-time systems – part i : Theory. *Tran-*

sactions of the ASME (American Society of Mechanical Engineers), 121, 648–654, décembre 1999.

[11] F. Ben Amara, P. T. Kabamba et A. G. Ulsoy. Adaptive sinusoidal disturbance rejection in linear discrete-time systems – part ii : Experiments. *Transactions of the ASME (American Society of Mechanical Engineers)*, 121, 655–659, décembre 1999.

[12] P. J. Berkelman, E. Boidard et P. Cinquin. Automatic instrument tracking with a compact laparoscopic endoscope robot using an external optical localizer. Dans *Surgetica-CAS, 1st European Conference on Computer Assisted Surgery*. Sauramps Medical, Grenoble, France, septembre 2002.

[13] P. J. Berkelman, P. Cinquin, J. Troccaz *et al.*. Development of a compact cable-driven laparoscopic endoscope manipulator. Dans *Proc. of the fi fth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, Lecture Notes in Computer Science, 2488, pages 17–24. Springer, Tokyo, Japan, septembre 2002.

[14] M. Berman, A. Stamler, B. A. Vidne et M. Saute. Computer-enhanced thoracoscopic thymectomy with the zeus telemanipulation surgical system. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2, 262–264, 2003.

[15] R. R. Bitmead, M. Gevers et V. Wertz. *Adaptive Optimal Control – The Thinking Man's GPC*. Prentice Hall, London, UK, 1990. ISBN 0-13-013277-2.

[16] M. Bodson. A discussion of chaplin & smith's patent for the cancellation of repetitive vibrations. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 44, no. 11, 2221–2225, 1999.

[17] M. Bodson. Performance of an adaptive algorithm for sinusoidal disturbance rejection in high noise. *Automatica*, 37, no. 1133-1140, 2001.

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

[19] M. Bodson, J. S. Jensen et S. Douglas. Active noise control for periodic disturbances. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 9, no. 1, 200–205, janvier 2001.

[20] M. Bodson, A. Sacks et P. Khosla. Harmonic generation in adaptive feedforward cancellation schemes. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 39, no. 9, 1939–1944, 1994.

[21] C. Bolger, C. Wigfi eld, T. Melkent et K. Smith. Frameless stereotaxy and anterior cervical surgery. *Journal of Computer Aided Surgery*, 1999.

[22] C. Borst. Operating on a beating heart. *Scientifi c American*, 283, no. 4, 58–63, 2000.

[23] J. Bouguet. `http://www.vision.caltech.edu/bouguetj`. Boîte à outils Matlab pour l'étalonnage de caméras vidéos.

[24] W. Douglas Boyd et Kenneth D. Stahl. The janus syndrome : A perspective on a new era of computer-enhanced robotic cardiac surgery. *The Journal Of Thoracic And Cardiovascular Surgery*, 126, no. 3, 625–630, septembre 2003.

[25] Eduardo F. Camacho et Carlos Bordons. *Model Predictive Control*. Springer-Verlag, London, 1999. ISBN 3-540-76241-8.

[26] C. Canudas de Wit et L. Praly. Adaptive eccentricity compensation. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 8, no. 5, 757–766, 2000.

[27] A. Casals, J. Amat et E. Laporte. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 895–900. Minneapolis, Minnesota, USA, avril 1996.

[28] A. Casals, J. Amat, D. Prats et E. Laporte. Vision-guided robotic system for laparoscopic surgery. Dans *Proc. of the 1995 IFAC International Congress on Advanced Robotics (ICAR)*, pages 33–36. Barcelona, Spain, 1995.

[29] M. Caversaccio, R. Bächler, K. Lädrach, G. Schroth, L. P. Nolte et R. Häusler. The bernese frameless optical computer aided surgery system. *Journal of Computer Aided Surgery*, 1999.

[30] M. C. Cavusoglu. *Telesurgery and Surgical Simulation : Design, Modeling, and Evaluation of Haptic Interfaces to Real and Virtual Surgical Environments*. Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, California, 2000.

[31] M. C. Cavusoglu, W. Williams, F. Tendick et S. S. Sastry. Robotics for telesurgery : second generation berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. Dans *Proceedings of the 39th Allerton Conference on Communication, Control and Computing*. Monticello, IL, octobre 2001.

[32] `http://eavr.u-strasbg.fr`. Site web de l'équipe AVR du Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (LSIIT UMR 7005 CNRS), Strasbourg.

[33] D. W. Clarke. Application of generalized predictive control to industrial processes. *IEEE Control Systems Magazine*, 122, 49–55, 1988.

[34] D. W. Clarke et P. J. Gawthrop. Self-tuning control. *Proceedings IEEE*, 123, 633–640, 1979.

[35] D. W. Clarke, C. Mohtadi et P. S. Tuffs. Generalized predictive control - part. 1 & 2. *Automatica*, 23, no. 2, 137–160, 1987.

[36] D. W. Clarke et R. Scattolini. Constrained receding-horizon predictive control. *Proceedings IEE*, 138, no. 4, 347–354, juillet 1991.

[37] M. A. Clifford, F. Banovac, E. Levy et K. Cleary. Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions. *Computer Aided Surgery*, 7, no. 5, 291–299, 2002.

[38] `http://www.me.ic.ac.uk/case/mim/index.html`. Imperial College de Londres.

[39] `http://www.computermotion.com`. Société Computer Motion, Inc.

[40] A. Constantinescu et I. D. Landau. Adaptive narrow band disturbance rejection in active vibration control. Dans *Proc. of the 15th IFAC World Congress on Automatic Control*. IFAC, Barcelona, Spain, juillet 2002.

[41] C. R. Cutler et B. C. Ramaker. Dynamic matrix control – a computer control algorithm. Dans *Automatic Control Conference*. San Fransisco, Californie, 1980.

[42] `http://www.dalsa.com`. Site web de la société Dalsa Corporation.

[43] B. Davies. Safety of medical robots. Dans *Proceedings of the 6th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, pages 311–317. Tokyo, Japan, novembre 1993.

[44] B. Davies. Robotic surgery : is a "hands-on" approach the way forward ? Dans *Surgetica, Computer-Aided Medical Interventions : tools & applications*, pages 57–62. Sauramps Medical, Grenoble, France, septembre 2002.

[45] B. L. Davies, W. S. NG et R. D. Hibberd. Prostatic resection : an example of safe robotic surgery. *Robotica*, 11, 561–566, 1993. Cambridge University Press.

[46] R. M. C. De Keyser et A. R. Van Cuawenberghe. Extended prediction self-adaptive control. Dans *IFAC Symposium on Identifi cation and System Parameter Estimation*, pages 1317–1322. York, United Kingdom, 1985.

[47] C. Delgorge, L. Al Bassit, C. Novales *et al.*. mobile tele-echography using an ultra-light robot. Dans *Telemed'02*. London, UK, jan 2002.

[48] K. T. Den Boer, M. Bruijn, J. E. Jaspers, L. P. S. Stassen, W. F. M. Van Erp, A. Jansens, P. Go, J. Dankelman et D. J. Gouma. Time-action analysis of instrument positioners in laparoscopic cholesystectomy. *Surgical Endoscopy*, 16, 142–147, 2002.

[49] M. Desgeorges. Robotique, navigation et télé-assistance chirurgicale – application en neurochirurgie. Dans *Surgetica-CAS, 1st European Conference on Computer Assisted Surgery*. Sauramps Medical, Grenoble, France, septembre 2002. Invited Talk.

[50] Vista Technology Development. `http://www.vistadevelopment.com`.

[51] Jean-Michel Dion et Dumitru Popescu. *Commande optimale — conception optimisée des systèmes*. Diderot, Paris, 1996. ISBN 2-84134-066-X.

[52] T. Dohi, Y. Ohta, M. Tsuzuki, K. Miyata, D. Hashimoto et H. Iseki. Robotics in computer aided surgery. Dans *Proceedings of the 6th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, pages 379–383. Tokyo, Japan, novembre 1993.

[53] E. Dombre, P. Poignet, G. Duchemin et F. Pierrot. Some design and control problems in medical robotics. *Mécaniques & Industries*, 2003.

[54] R. Drzymala et S. Mutic. Stereotactic imaging quality assurance using an anthropomorphic phantom. *Journal of Computer Aided Surgery*, 1999.

[55] G. Duchemin. *Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de tissus mous*. Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, Montpellier, France, décembre 2002.

[56] `http://www.armstrong-healthcare.com/endoassist.htm`. Société Armstrong Healthcare.

[57] V. Falk, A. Diegeler, T. Walther, B. Vogel, N. Löscher, C. Ulmann, T. Rauch et F. W. Mohr. Endoscopic coronary artery bypass grafting on the beating heart using a computer enhanced telemanipulation system. *Heart Surgery Forum*, 2, 199–205, 1999.

[58] B. A. Francis et W. M. Wonham. The internal model principle of control theory. *Automatica*, 12, 457–465, 1976.

[59] R. F. Fung, J. S. Huang, C. G. Chien et Y. C. Wang. Design and application of a continuous repetitive controller for rotating mechanisms. *International Journal of Mechanical Sciences*, 42, 1805–1819, 2000.

[60] Jacques Gangloff. *Asservissements visuels rapides d'un robot manipulateur à six degrés de liberté*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg I, Strasbourg, France, juillet 1999. En ligne sur `http://eavr.u-strasbg.fr`.

[61] C. E. García, D. M. Prett et M. Morari. Model predictive control : Theory and practice – a survey. *Automatica*, 25, no. 3, 335–348, 1989.

[62] W. P. Geis, H. C. Kim, E. J. Brennan, P. C. McAfee et Y. Wang. Robotic arm enhancement to accommodate improved effi ciency and decreased resource utilization in complex minimally invasive surgical procedures. Dans *Medicine Meets Virtual Reality*, pages 471–481. San Diego, Californie, 1996.

[63] M. Ghodoussi, S. E. Burtner et Y. Wang. Robotic surgery — the transatlantic case. Dans *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1882–1888. Washington, DC, mai 2002.

[64] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. Commande prédictive et compensation de mouvements d'organes répétitifs en chirurgie laparoscopique robotisée. Dans *17èmes Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique (JJCR'17)*. Vélizy, France, avril 2003.

[65] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. Model predictive control for cancellation of repetitive organ motions in robotized laparoscopic surgery. Dans *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*. LNCS 2673, Springer Verlag, Juan-Les-Pins, France, juin 2003.

[66] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. Model predictive control for tracking of repetitive organ motions during teleoperated laparoscopic interventions. Dans *European Control Conference (ECC'2003)*. Cambridge, Royaume-Uni, septembre 2003.

[67] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, M. M. Mara Sanchez et J. Marescaux. Beating heart tracking in robotic surgery using 500 hz visual servoing, model predictive control and an adaptive observer. Dans *IEEE Int. Conf. on Robotics And Automation*. 2004. Article soumis.

[68] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. A 500 hz predictive visual servoing scheme to mechanically fi lter complex repetitive organ motions in robotized surgery. Dans *Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'2003)*. Las Vegas, United States, octobre 2003.

[69] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. Application de la commande prédictive à la compensation de mouvements d'organes répétitifs en chirurgie laparoscopique robotisée. Dans *Journées Doctorales d'Automatique 2003*. Valenciennes, France, juin 2003.

[70] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. Model predictive control to cancel repetitive deformations of organs in robotized laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the 7th International IFAC Symposium on Robot Control (Syroco 2003)*. Elsevier Science Editions, Wrocław, Pologne, septembre 2003.

[71] R. Ginhoux et J.-S. Gutmann. Model-based object tracking using stereo vision. Dans *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'01)*. Seoul, South Korea, mai 2001.

[72] R. Ginhoux, A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin et L. Soler. Active mechanical fi ltering of breathing-induced motion in robotized laparoscopy. Dans *Surgetica, Computer-Aided Medical Interventions : tools & applications*, pages 69–75. Sauramps Medical, Grenoble, France, septembre 2002.

[73] M. Gröger, T. Ortmaier, W. Sepp et G. Hirzinger. Tracking local motion on the beating heart. Dans *SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, tome 4681. S. K. Mun, San Diego, USA, février 2002.

[74] M. Gröger, W. Sepp, T. Ortmaier et G. Hirzinger. Reconstruction of image structure in presence of specular reflections. Dans *Pattern Recognition.*

Proceedings 23rd DAGM Symposium, tome 2191, pages 53–60. LNCS Springer, Munich, Germany, septembre 2001.

[75] P. F. Gründeman, C. Borst et E. W. L. Jansen. Coronary artery bypass grafting without cardiopulmonary bypass : the utrecht "octopus" tissue stabilizer. *Kardiol Pol, Polish Society of Cardiology*, 52, 43–46, 2000.

[76] G. S. Guthart et J. K. Salisbury. The intuitive telesurgery system : Overview and application. Dans *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, tome 1, pages 618–621. 2000.

[77] G. Hillerström. Adaptive suppression of vibrations — a repetitive control approach. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 4, no. 1, janvier 1996.

[78] G. Hillerström et J. Sternby. Application of repetitive control to a peristaltic pump. *ASME (American Society of Mechanical Engineers) Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 116, 786–789, 1994.

[79] R. D. Howe et Yoky Matsuoka. Robotics for surgery. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 1, 211 – 240, 1999.

[80] J. S. Hu et M. Tomizuka. A digital segmented repetitive control algorithm. *ASME (American Society of Mechanical Engineers) Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 116, 577–582, 1994.

[81] S. Hutchinson, D. H. Hager et P. I. Corke. A tutorial on visual servo control. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12, no. 5, 651–668, octobre 1996.

[82] K. Ikuta, S. Daifu, T. Hasegawa et H. Higashikawa. Hyper-finger for remote minimally invasive surgery in deep area. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, tome 2488 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 173–181. Springer, Tokyo, Japan, septembre 2002.

[83] `http://www.intuitivesurgical.com`. Société Intuitive Surgical, Inc.

[84] `http://www.ircad.org` et `http://www.websurg.com`. Institut de recherche contre les cancers de l'appareil digestif (IRCAD), European Institute of Tele-Surgery (EITS), Hôpitaux universitaires de Strasbourg.

[85] R. J. K. Jacob. *Advances in Human-Computer Interaction*, tome 4, chapitre Eye-movement-based human-computer interaction technique : toward non-command interfaces, pages 151–190. Ablex Publishing, 1993. Hartson, H. R. and Hix, D.

[86] M. Jakopec, S. J. Harris, Y. Rodriguez, F. Baena, P. Gomes, J. Cobb et B. L. Davies. The first clinical application of a "hands-on" robotic knee surgery system. *Journal of Computer Aided Surgery*, 6, no. 6, 329–339, 2001.

[87] P. Jannin, M. Raimbault, O. J. Fleig, X. Morandi, J. M. Scarabin et B. Gibaud. Neuronavigation multimodalité. Dans *Surgetica-CAS, 1st European Conference on Computer Assisted Surgery*, pages 174–180. Sauramps Medical, Grenoble, France, septembre 2002.

[88] Erik W. L. Jansen. *Towards minimally invasive coronary artery bypass grafting*. Thèse de doctorat, Utrecht University, Netherlands, 1998.

[89] M. Jinno, N. Matsuhira, T. Sunaoshi, T. Hato, T. Miyagawa, Y. Morikawa, T. Furukawa, S. Ozawa, M. Kitajina et K. Nakazawa. Development of a master-slave combined manipulator for laparoscopic surgery — functional model and its evaluation. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, tome 2488 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 52–59. Springer, Tokyo, Japan, septembre 2002.

[90] H. Kang et J. T. Wen. Endobot : a robotic assistant in minimally invasive surgeries. Dans *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2031–2036. Seoul, South Korea, mai 2001.

[91] H. Kang et J. T. Wen. Robotic knot tying in minimally invasive surgeries. Dans *Proc. of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1421–1426. Lausanne, Switzerland, octobre 2002.

[92] J. H. Kaouk, M. M. Desai, S. C. Abreu, F. Papay et I. S. Gill. Robotic assisted laparoscopic sural nerve grafting during radical prostatectomy : initial experience. *The Journal Of Urology*, 170, no. 3, 909–912, septembre 2003.

[93] L. R. Kavoussi, R. G. Moore, J. B. Adams et A. W. Partin. Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. *The Journal of Urology*, 154, 2134–2136, 1995.

[94] K. Kodera, B. Kiaii, R. Rayman, R. Novick et W. Boyd. Closed chest cabg on the beating heart with a computer-enhanced articulating system : Case report. *Heart Surgery Forum*, 2001.

[95] B. Kouvaritakis, J. A. Rossiter et A. O. T. Chang. Stable generalized predictive control : An algorithm with guaranteed stability. *Proceedings IEE, Part D*, 139, no. 4, 349–362, 1992.

[96] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff et M. de Mathelin. Combined image-based and depth visual servoing applied to robotized laparoscopic surgery. Dans *Proc. of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Lausanne, Switzerland, octobre 2002.

[97] A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin *et al.*. Autonomous retrieval and positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using

visual servoing and laser pointers. Dans *Proc. of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Washington, D.C., mai 2002.

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

[99] Alexandre Krupa. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, juillet 2003. Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (LSIIT UMR 7005 CNRS - Université Louis Pasteur Strasbourg I).

[100] A. Kugi, K. Schlacher et G. K. Linz. Position control and active eccentricity compensation in rolling mills. *Automatisierungstechnik (at)*, 47, 342–349, août 1999.

[101] J. H. Lee, S. Natarajan et K. S. Lee. A model-based predictive control approach to repetitive control of continuous processes with periodic operations. *Journal of Process Control*, 11, 195–207, 2001.

[102] J. Y. Lee, M. Morari et C. E. Garcia. State-space interpretation of model predictive control. *Automatica*, 30, no. 4, 707–717, 1994. Elsevier Science Ltd.

[103] S. C. Lee, R. W. Longman et M. Q. Phan. Direct model reference learning and repetitive control. *Intelligent Automation and Soft Computing*, 8, no. 2, 71–94, 2002.

[104] M. A. Lelic et P. E. Wellstead. Generalized pole placement self tuning controller. part 1. basic algorithm. *International Journal of Control*, 46, no. 2, 547–568, 1987.

[105] M. A. Lelic et M. B. Zarrop. Generalized pole placement self tuning controller. part 2. application to robot manipulator control. *International Journal of Control*, 46, no. 2, 569–601, 1987.

[106] D. A. Linkers et M. Mahfonf. *Advances in Model-Based Predictive Control*, chapitre Generalized Predictive Control in Clinical Anaesthesia. Oxford University Press, 1994.

[107] David Lomax. Laparoscopic appendicectomy. *The Lancet*, 342, no. 8881, 1247, novembre 1993.

[108] Richard W. Longman. Iterative learning control and repetitive control for engineering practive. *International Journal of Control*, 73, no. 10, 930–954, 2000.

[109] A. J. Madhani. *Design of teleoperated surgical instruments for minimally invasive surgery*. Thèse de doctorat, Massachussetts Institute of Technology (MIT), 1998. Department of Mechanical Engineering.

[110] A. J. Madhani, G. Niemeyer et J. K. Salisbury. The black falcon : A teleoperated surgical instrument for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Victoria B. C., Canada, octobre 1998.

[111] S. Mai, C. Lorke et W. Siebert. Our experiences with a robot assisted surgery. Dans *Proceedings of the 2nd International Conference For Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. Santa Fe, USA, 2002.

[112] T. J. Manayathara, T.-C. Tsao, J. Bentsman et D. Ross. Rejection of unknown periodic load disturbances in continuous steel casting process using learning repetitive control approach. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 4, no. 3, 259–265, mai 1996.

[113] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner et M. K. Smith. Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413, 379–380, septembre 2001.

[114] J. M. Martin-Sanchez et J. Rodellar. *Adaptive Predictive Control. From the concepts to plant optimization*. Prentice-Hall International (UK), 1996.

[115] B. Maurin, C. Doignon, M. de Mathelin et A. Gangi. Pose reconstruction with an uncalibrated computed tomography imaging device. Dans *Proc. of the 2003 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (*CVPR*)*, pages 455–460. Madison, WI, jun 2003.

[116] Medtronic. Octopus 4 from medtronic achieves new technological heights to aid surgery on beating heart. `http://www.medtronic.com/newsroom/news_20020814a.html`, août 2002.

[117] `http://www.medtronic.com`. Système Octopus, stabilisateur cardiaque, société Medtronic.

[118] L. Mettler, M. Ibrahim et W. Jonat. One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder aesop) in gynaecological endoscopic surgery. *Human Reproduction*, 13, 2748–2750, 1998.

[119] M. Minor et R. Mukherjee. A dexterous manipulator for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2057–2064. Detroit, Michigan, mai 1999.

[120] C. Mohtadi. *Advanced self-tuning algorithms*. Thèse de doctorat, Oxford University, Oxford, United Kingdom, 1986.

[121] J. H. Moon, M. N. Lee et M. J. Chung. Repetitive control for the track-following servo system of an optical disk drive. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 6, 663–670, 1998.

[122] M. Morari. *Advances in Model-Based Predictive Control*, chapitre Model Predictive Control : Multivariable Control Technique of Choice in the 1990s. Oxford University Press, 1994.

[123] E. Mosca, J. M. Lemos et J. Zhang. Stabilizing I/O receding horizon control. Dans *IEEE Conference on Decision and Control*. 1990.

[124] M. M'Saad. Robust adaptive predictive control. *Moroccan Journal of Control, Computer Science and Signal Processing*, 2, no. 1, 1–34, 1991.

[125] M. M'Saad, Sh. Hammad et L. Dugard. A suitable generalized predictive adaptive controller — case study : control of flexible arm. *Automatica*, 29, no. 3, 589–608, mai 1993.

[126] Charles J. Mullany. Coronary artery bypass surgery. *Circulation*, 107, janvier 2003. Cardiology patient pages, American Heart Association `http://circ.ahajournals.org`.

[127] V. F. Munoz, C. Vara-Thorbeck, J. G. Degabriel, J. F. Lozano, E. Sanchez-Badajoz, A. Garcia-Cerezo, R. Toscano et A. Jimenez-Garrido. A medical robotic assistant for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2901–2906. San Fransisco, Californie, 2000.

[128] Y. Nakamura, H. Kawakami et M. Okada. Motion-cancelling robot system for minimally invasive cardiac surgery. *Journal of the robotics society of Japan*, 18, no. 6, 2000. En japonais.

[129] Y. Nakamura, K. Kishi et H. Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. Dans *Proc. of the 2001 International Conference on Robotics & Automation (ICRA'01)*. Seoul, South Korea, mai 2001.

[130] S. Natarajan et J. H. Lee. Repetitive model predictive control applied to a simulated moving bed chromatography system. *Computers and Chemical Engineering*, 24, 1127–1133, 2000.

[131] `http://www.ndigital.com`. Site web de la société Northern Digital, Inc.

[132] W. S. Ng et C. K. Tan. On safety enhancements for medical robots. *Reliability Engineering & System Safety*, 54, no. 1, 35–45, 1996.

[133] C. Nikou, G. Bueno, F. Heitz et J.-P. Armspach. A joint physics-based statistical deformable model for multimodal brain image analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20, no. 10, 1026–1037, octobre 2001.

[134] A. Nishikawa, T. Hosoi, K. Koara, D. Negoro, A. Hikita *et al.*. Real-time visual tracking of the surgeon's face for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI 2001)*, tome 2208 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 9–16. Springer, 2001.

[135] R. J. Novick, S. A. Fox, B. B. Kiaii, L. W. Stitt, R. Rayman, K. Kodera, A. H. Menkis et W. D. Boyd. Analysis of the learning curve in telerobotic, beating heart coronary artery bypass grafting : a 90 patient experience. *The Annals Of Thoracic Surgery*, 76, no. 3, 749–753, septembre 2003.

[136] T. Ortmaier, M. Gröger et D. Kotzor. Bewegunsschätzung in der minimal invasiven Herzchirurgie. *Automatisierungstechnik*, 50, no. 6, 262–270, 2002.

[137] Tobias Johannes Ortmaier. *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Thèse de doctorat, Technische Universität München, Allemagne, mars 2003. En anglais.

[138] `http://urology.jhu.edu/urobotics/projects/rcm/`. Site web de Johns Hopkins University.

[139] V. Peterka. Predictor-based self-tunning control. *Automatica*, 20, no. 1, 39–50, 1984.

[140] `http://www.sensable.com`. Site web de la société Sensable Technologies, Inc.

[141] C. Preusche, T. Ortmaier et G. Hirzinger. Teleoperation concepts in minimal invasive surgery. Dans *Proceedings of the 1st IFAC Conference on Telematics Application in Automation and Robotics*. Weingarten, Allemagne, juillet 2001.

[142] A. I. Propoi. Use of linear programming methods for synthesizing sampled-data automatic systems. *Automn Remote Control*, 24, 1963.

[143] H. Reichenspurner, R. Damanio, M. Mack, D. Boehm, H. Gulbins, C. Detter, B. Meiser, R. Ellgass et B. Reichart. Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system zeus for endoscopic coronary artery bypass grafting. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1999.

[144] L. Reinisch, M. H. Mendenhall et R. H. Ossoff. Precise laser incisions, corrected for patient respiration with an intelligent aiming system. *Lasers in Surgery and Medicine*, 20, 210–215, 1997.

[145] J. Richalet. Industrial applications of model based predictive control. *Automatica*, 29, no. 5, 1251–1274, 1993.

[146] J. Richalet, S. Abu el Ata-Doss, C. Arber, H. B. Kuntze, A. Jacubash et W. Schill. Predictive functional control. application to fast and accurate robots. Dans *Proceedings of the 10th IFAC Congress*. Munich, Germany, 1987.

[147] J. Richalet, A. Rault, J. L. Testud et J. Papon. Algorithmic control of industrial processes. Dans *4th IFAC Symposium on Identifi cation and System Parameter Estimation*. Tbilisi, URSS, 1976.

[148] J. Richalet, A. Rault, J. L. Testud et J. Papon. Model predictive heuristic control : Application to industrial processes. *Automatica*, 14, no. 2, 413–428, 1978.

[149] A. P. Rijpma, J. F. C. Verberne, E. H. R. Witbreuk, P. C. Bruins et H. J. M. Ter Brake. Adaptive periodic disturbance cancellation in a set-up of two cryocoolers. *Journal of Sound and Vibration*, 217, no. 3, 419–434, 1998.

[150] Francis Robicsek. Robotic cardiac surgery : Quo vadis ? *The Journal Of Thoracic And Cardiovascular Surgery*, 126, no. 3, 623–624, septembre 2003.

[151] `http://www.robodoc.com/eng`. Robot de chirurgie Robodoc.

[152] T. Rohlfi ng, C. R. Maurer, W. G. O'Dell et J. Zhong. Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based free-form registration of gated mr images. Dans *Medical Imaging : Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. Proceedings of SPIE*, tome 4319, pages 337–348. Bellingham, WA, 2001.

[153] J. A. Rossiter et B. Kouvaritakis. *Advances in Model-Based Predictive Control*, chapitre Advances in Generalized and Constrained Predictive Control. Oxford University Press, 1994.

[154] J. M. Sackier et Y. Wang. *Computer Aided Surgery : Technology and Clinical Applications*, chapitre Robotically assisted laparoscopic surgery : from concept to development, pages 577–580. MIT Press, 1995. Taylor, R. H. and Lavallee, S. and Burdea, G. C. and Mosges, R.

[155] A. Sacks, M. Bodson et P. Khosla. Experimental results of adaptive periodic disturbance cancellation in a high performance magnetic disk drive. *Transactions of the ASME (American Society of Mechanical Engineers)*, 118, juin 1996.

[156] S. Sauerland, R. Lefering et E. A. Neugebauer. Laparoscopic versus open surgery for suspected appendicitis. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2002.

[157] O. Schneider, J. Troccaz, O. Chavanon et D. Blin. Padyc : A synergistic robot for cardiac puncturing. Dans *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, tome 3, pages 2883–2888. 2000.

[158] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. Murphy et J. Adler. Robotic motion compensation for respiratory motion during radiosurgery. *Journal of Computer Aided Surgery*, 5, no. 4, 263–277, septembre 2000.

[159] M. Sermesant, O. Faris, F. Evans, E. McVeigh, Y. Coudière, H. Delingette et N. Ayache. Preliminary validation using *in vivo* measures of a macroscopic electrical model of the heart. Dans *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*. LNCS 2673, Springer Verlag, Juan-Les-Pins, France, juin 2003.

[160] M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette et N. Ayache. Biomechanical model construction from different modalities : Application to cardiac images. Dans *Proc. of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, tome 2488 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 714–721. Springer, Tokyo, Japan, septembre 2002.

[161] K. Sharma, W. Newman, M. Weinhous, G. Glosser et R. Macklis. Experimental evaluation of a robotic image-directed radiation therapy system. Dans *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2000.

[162] `http://www.sinters.fr`. Site web de la société Sinters SA de Toulouse.

[163] R. Söeterboek. *Predictive Control. A unifi ed approach*. Prentice-Hall, 1992.

[164] S. J. Starkie et B. L. Davies. Advances in active constraints and their application to minimally invasive surgery. Dans *Proc. of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 1316–1317. Utrecht, The Netherlands, 2001.

[165] Maarten Steinbuch. Repetitive control for systems with uncertain period-time. *Automatica*, 38, no. 12, 2103–2109, 2002.

[166] D. Stoianovici, L. L. Whitcomb, J. H. Anderson, R. H. Taylor et L. R. Kavoussi. A modular surgical robot system for image guided percutaneous procedures. Dans W. T. Wells *et al.*, rédacteurs, *Proc. of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 404–410. Springer, octobre 1998.

[167] I. Suramo, M. Paivansalo et V. Myllyla. Cranio-caudal movements of the liver, pancreas and kidneys in respiration. *Acta Radiologica : diagnosis*, 25, 129–131, 1984. Radiological Societies Of Denmark, Finland, Norway And Sweden.

[168] `http://www.surgetics.org/fr/scientifiques/sc_padyc_1.html`. Site web Surgetics.

[169] J. J. T. Tate, J. W. Dawson, S. C. S. Chung, W. Y. Lau et A. K. C. Li. Laparoscopic versus open appendicectomy : prospective randomised trial. *The Lancet*, 342, no. 8872, 633–637, septembre 1993.

[170] `http://www.haptics.me.jhu.edu/IROS2003_Workshop/taylor/`. Page web de R. H. Taylor.

[171] Russel H. Taylor, Stéphane Lavallée, Grigore C. Burdea et Ralph Mösges. *Computer-Integrated Surgery*, chapitre Minimal-Access Surgery, pages 555–557. MIT Press, 1995.

[172] Russell H. Taylor, Janez Funda, Ben Eldridge, Steve Gomory, Kreg Gruben, David La Rose, Mark Talamini, Louis Kavoussi et James Anderson. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 14, no. 3, 279–288, May/June 1995. Special Issue on Robotics in Surgery.

[173] J. A. Tenney et M. Tomizuka. Handling non-periodic disturbances in repetitive control systems with applications to robot manipulators. *Intelligent Automation and Soft Computing*, 8, no. 2, 71–94, 2002.

[174] Anshul Thakral, Jeffrey Wallace, Damian Tomlin, Nikesh Seth et Nitish V. Thakor. Surgical motion adaptive robotic technology (S.M.A.R.T.) : Taking the motion out of physiological motion. Dans *Proc. of the fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 317–325. Utrecht, The Netherlands, octobre 2001.

[175] X. Thérond. *Etude et réalisation d'un prototype de robot de positionnement de sondes pour des applications médicales*. Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, Montpellier, France, décembre 1996.

[176] M. Tomizuka, T. C. Tsao et K. K. Chew. Analysis and synthesis of discrete-time repetitive controllers. *ASME (American Society of Mechanical Engineers) Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 111, 353–358, 1989.

[177] Michael R. Treat. *Computer-Integrated Surgery*, chapitre A Surgeon's Perspective on the Diffi culties of Laparoscopic Surgery, pages 559–560. MIT Press, 1995.

[178] J. Troccaz. *Applications non manufacturières de la robotique*, chapitre Robotique médico-chirurgicale, pages 165–192. Traité IC2. Hermès, Paris, France, 2001. Dauchez, P.

[179] E. Trucco et A. Verri. *Introductory Techniques for 3-D Computer Vision*. Prentice Hall editions, 1998.

[180] M. C. Tsai et W. S. Yao. Design of a plug-in type repetitive controller for periodic inputs. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 10, no. 4, 547–555, juillet 2002.

[181] T.-C. Tsao et Y.-X. Qian. An adaptive repetitive control scheme for tracking periodic signals with unknown period. Dans *Proc. of the American Control Conference*, pages 1736–1740. San Francisco, California, juin 1993.

[182] T. C. Tsao, Y. X. Qian et M. Nemani. Adaptive repetitive control schemes for asymptotic tracking of periodic signals with unknown period. *ASME (American Society of Mechanical Engineers) Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 122, 364–369, juin 2000.

[183] Darrin R. Uecker, Lee Cheolwhan, Y. F. Wang et Yulun Wang. Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery. *Journal of Image Guided Surgery*, 1, 308–325, 1995.

[184] A. Vilchis, P. Cinquin, J. Troccaz, A. Guerraz, B. Hennion, F. Pellissier *et al.*. Ter : a system for robotic tele-echography. Dans *Proceedings of MICCAI'01*. Springer Verlag, 2001. LNCS Series.

[185] Y. Wang, K. Grace et D. Uecker. *Motion minimization and compensation system for use in surgical procedures*, janvier 1998.

[186] Y. F. Wang, D. R. Uecker et Y. Wang. Choreographed scope maneuvering in robotically-assisted laparoscopy with active vision guidance. Dans *IEEE Workshop on applications of computer vision*, pages 187–192. Saratoga, FL, 1996.

[187] Y. F. Wang, D. R. Uecker et Y. Wang. A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 22, 429–437, 1998.

[188] G.-Q. Wei, K. Arbter et G. Hirzinger. Automatic tracking of laparoscopic instruments by color coding. Dans *Proceedings of the First Joint Conference of Computer Vision, Virtual Reality and Robotics (CRVMED) II and Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS) III*, pages 357–366. 1997.

[189] G.-Q. Wei, K. Arbter et G. Hirzinger. Real-time visual-servoing for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 16, no. 1, 40–45, 1997.

[190] D. Winkeler, H. E. Vitzthum et V. Seifert. Spinal markers : A new method for increasing accuracy in spinal navigation. *Journal of Computer Aided Surgery*, 1999.

[191] B. Wu et M. Bodson. Direct adaptive cancellation of periodic disturbances for multivariable plants. Dans *Proc. of the IEEE Conference on Decision and Control*, pages 3079–3084. Las Vegas, Nevada, 2002.

[192] Yulin Xu. *Robust cancellation of eccentricity and non-circularity tension disturbances in web winding systems*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg I, mars 2003. En anglais.

[193] Yulin Xu, Michel de Mathelin et Dominique Knittel. Adaptive rejection of eccentricity tension disturbances in web transport systems. Dans *15th IFAC World Congress on Automatic Control*. Barcelona, Spain, juillet 2002.

[194] B. E. Ydstie. Extended horizon adaptive control. Dans *Proceedings of the 9th IFAC World Congress*. Budapest, Hungary, 1984.

[195] G.-Y. Zhu, A. Zamamiri, M. A. Henson et M. A. Hjortsø. Model predictive control of continuous yeast bioreactors using cell population balance models. *Chemical Engineering Science*, 55, 6155–6167, 2000.

[196] R. E. Ziemer et W. H. Tranter. *Principles of Communications : Systems, Modulation, and Noise*. Houghton Mifflin Company, Boston, 1985.

– version du 18 décembre 2003 –