



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

Discipline : Électronique, Électrotechnique, Automatique
Spécialité : Robotique médicale

par Loïc Cuvillon

Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités

Soutenu publiquement le 08 décembre 2006

Membres du jury

Directeur de Thèse :	Michel de Mathelin, Professeur, Université Louis Pasteur, Strasbourg
Rapporteur Externe :	Olivier Sename, Professeur, Institut National Polytechnique de Grenoble
Rapporteur Externe :	Philippe Poignet, Maître de conférences, HDR, Université de Montpellier
Rapporteur Interne :	Saïd Ahzi, Professeur, Université Louis Pasteur, Strasbourg
Examineur :	Bradley Nelson, Professeur, ETH (Institut Fédéral de Technologie), Zurich
Examineur :	Jacques Gangloff, Professeur, Université Louis Pasteur, Strasbourg
Examineur :	Edouard Laroche, Maître de conférences, Université Louis Pasteur, Strasbourg

*À ma famille :
Gilbert, Nicole,
Dany et Aude.*

Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu le professeur Michel de Mathelin, mon directeur de thèse, Jacques Gangloff et Edouard Laroche, mes co-encadrants. Sans leur expertise et leur amical soutien, je ne sais si cette thèse sur la thématique de la robotique médicale cardiaque aurait été menée à son terme.

Je remercie également Olivier Sename, Professeur, Philippe Poignet, Maître de Conférence, et Saïd Ahzi, Professeur, d'avoir accepté cordialement d'être les rapporteurs de cette thèse, et d'avoir relevé les insuffisances et erreurs du manuscrit. Je tiens également à remercier le professeur Brad Nelson, président du jury de cette thèse.

Mes remerciements au Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS) et le conseil général de la Région Alsace pour le co-financement de cette recherche, ainsi qu'au personnel de l'Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif (IRCAD) pour leur aide lors des expériences in-vivo, en particulier Alain et Antonello.

Finalement, mon amitié et mes remerciements à tous les autres membres de l'Equipe AVR, une équipe chaleureuse, qui a contribué à mon épanouissement personnel et scientifique au cours de cette thèse : Iuliana Bara, Laurent Barbé, Bernard Bayle, Adlane Benlatreche, Joana Carvalho, Christophe Doignon, Benjamin Maurin, Kanako Miura, Florent Nageotte, Eric Oster-tag, Andrea Ranftl, Philippe Zanne et ceux que j'oublie peut-être.

Résumé

La chirurgie laparoscopique robotisée permet d'envisager une nouvelle solution à la stabilisation cardiaque dans les procédures de pontage coronarien : la compensation active. Celle-ci consiste à asservir une attitude constante entre la surface du coeur et l'outil porté par le robot médical. Cette compensation active peut se réaliser par un asservissement visuel rapide avec l'information délivrée par une caméra endoscopique.

Sur cette problématique, notre première contribution est un modèle de prédiction du mouvement cardiaque. Ce modèle, identifié en ligne, repose sur l'imagerie rapide du coeur et l'acquisition simultanée du volume respiratoire et de l'électrocardiogramme. Notre seconde contribution porte sur une méthodologie d'identification de l'ensemble des flexibilités d'un manipulateur médical léger. Elle permet la synthèse de correcteurs avancés améliorant les performances de l'asservissement visuel en hautes fréquences.

Mots-clés: Robotique médicale, Chirurgie à coeur battant, Manipulateur flexible, Asservissement visuel, Compensation de mouvement, Prédiction de mouvement

Abstract

Robotized laparoscopic surgery allows to consider a new solution to beating heart stabilization in coronary artery bypass procedures : active compensation. It consists in the control of the relative position between the heart surface and a surgical tool held by a medical robot. This active compensation of heart motion can be carried out through high speed visual servoing using the information given by an endoscopic camera.

On this issue, our first contribution is a predictive model of the heart motion. This model, identified online, is based on the high speed imaging of the heart and the simultaneous acquisition of ventilator airflow and ECG signals. Our second contribution is an identification methodology of the whole flexibilities of a lightweight medical manipulator. It allows to design advanced controllers to improve the performance of the visual servoing in high frequencies.

Keywords: Medical robotics, Beating heart surgery, Flexible manipulator, Visual servoing, Motion compensation, Motion prediction



Table des matières

Introduction générale	xiii
Acronymes	xvii
Partie I <i>Le cœur et sa revascularisation, vers une chirurgie robotisée</i>	
Chapitre 1 Maladies coronaires et chirurgie cardiaque de revascularisation	3
1.1 Le cœur et les artères coronaires	4
1.1.1 L'anatomie et le cycle cardiaque	4
1.1.2 Le couplage excitation-contraction et la genèse du signal ECG	7
1.1.3 Les artères coronaires	11
1.2 L'athérosclérose coronarienne et l'infarctus du myocarde	13
1.2.1 L'athérogenèse	13
1.2.2 Les conséquences de l'athérosclérose : ischémie et infarctus du myocarde	16
1.2.3 Le diagnostic de l'athérosclérose : l'angiographie	18
1.3 La revascularisation chirurgicale	24
1.3.1 L'angioplastie coronarienne transluminale	24
1.3.2 Le pontage coronarien sous CEC	26
1.3.3 Une révolution : la chirurgie à cœur battant mini-invasive	29
Chapitre 2 Robotique médicale et chirurgie cardiaque	35
2.1 La robotique médicale	35
2.2 La chirurgie endoscopique robotisée	36

2.2.1	Principe de la chirurgie endoscopique	36
2.2.2	La chirurgie endoscopique robotisée	37
2.3	Les asservissements visuels et la robotique médicale	39
2.4	Compensation robotisée du mouvement cardiaque	43
2.5	Objectifs de la thèse	44

Partie II *Analyse et prédiction du mouvement cardiaque*

Chapitre 3	Analyse du mouvement cardiaque	47
3.1	Matériels et méthodes	49
3.1.1	Protocole expérimental et sujet d'étude : le cœur porcine	49
3.1.2	Acquisition des signaux biologiques	49
3.1.3	La mesure du mouvement par imagerie vidéo rapide	53
3.2	Le mouvement de l'épicarde en l'absence de respiration	54
3.2.1	Le battement cardiaque et sa stabilisation mécanique	55
3.2.2	Les dynamiques du battement cardiaque	57
3.2.3	Le battement cardiaque et l'arythmie	58
3.3	Le mouvement de l'épicarde en présence d'une respiration contrôlée	62
3.3.1	Extraction de la composante respiratoire du mouvement	64
3.3.2	Le mouvement respiratoire en fonction du volume pulmonaire	68
3.3.3	Le battement cardiaque sous une respiration contrôlée	68
3.4	Conclusion	70
Chapitre 4	Compensation et prédiction du mouvement cardiaque	73
4.1	La compensation du mouvement respiratoire du cœur en imagerie médicale (IRM)	74
4.1.1	L'apnée : une compensation passive limitée	74
4.1.2	Le <i>gating</i> respiratoire : une compensation passive par déclenchement synchrone	75
4.1.3	Des navigateurs pour la modélisation et la compensation active du mouvement	77
4.2	Les approches fréquentielles de compensation en chirurgie cardiaque	79
4.3	Un modèle de prédiction du battement cardiaque utilisant les signaux biologiques	84
4.3.1	Un modèle linéaire à paramètres variants du battement cardiaque	84
4.3.2	Le modèle de prédiction du mouvement de l'épicarde	88
4.3.3	Évaluation et comparaison du modèle avec les approches fréquentielles	88

4.4	Conclusion et perspectives	92
Partie III <i>Asservissement visuel rapide d'un robot médical avec flexibilités</i>		
Chapitre 5	Identification d'un modèle de commande	97
5.1	Introduction	97
5.2	État de l'art en identification et commande des manipulateurs flexibles	98
5.2.1	Modélisation des manipulateurs	98
5.2.2	Asservissement visuel et effets dynamiques	98
5.3	L'asservissement visuel et l'application médicale	99
5.3.1	Dispositif expérimental	99
5.3.2	La tâche d'asservissement visuel	99
5.4	Structure du modèle dynamique	103
5.4.1	Flexibilités	103
5.4.2	Matrice d'interaction	103
5.4.3	Dynamiques linéaires	104
5.4.4	Modèle complet	105
5.5	Identification des dynamiques	105
5.5.1	Identification d'un modèle à temps discret	106
5.5.2	Identification d'un modèle à temps continu des flexibilités	107
5.6	Conclusion	112
Chapitre 6	Synthèse et analyse de lois de commande	115
6.1	Synthèse de lois de commande multivariables	115
6.1.1	Commande Prédictive Généralisée	116
6.1.2	Commande H_∞	119
6.2	Analyse du domaine de stabilité	122
6.2.1	Obtention du modèle dynamique analytique	122
6.2.2	Lois de commande considérées	127
6.2.3	Domaine de stabilité	133
6.3	Conclusion	136
	Conclusion générale	139
	Annexe	141
	Modèle dynamique d'un pendule double plan à segments flexibles	143

Bibliographie



Introduction générale

L'infarctus, ou crise cardiaque, est un accident grave : une personne sur deux décède dans les 24h suivant l'attaque et c'est ainsi l'une des maladies les plus mortelles au monde [Mackay05, Tunstall-Pedoe94]. Le pontage coronarien est actuellement la technique de revascularisation cardiaque la plus efficace pour prévenir un tel infarctus [Hoffman03]. Il consiste en une greffe d'un vaisseau sanguin en aval du point d'occlusion de l'artère pour rétablir une irrigation sanguine normale du muscle cardiaque. La réalisation de la suture, permettant la jonction et l'étanchéité entre le greffon et l'artère coronaire, est une opération délicate, qui nécessite un champ opératoire stable. Dès le début, les cardiologues se sont ainsi heurtés au problème du mouvement cardiaque, incompatible avec la réalisation du pontage coronarien.

La mise en place d'une circulation extra-corporelle (CEC) est une approche classique consistant à supprimer purement et simplement le battement cardiaque en substituant la fonction physiologique par un organe artificiel. L'utilisation d'un cœur-poumon artificiel est cependant la principale cause de complications lors des pontages coronariens. Des complications neurologiques et inflammatoires ne sont pas rares [Roach96, Laffey02]. De plus, la mise en place des tubes de la CEC et l'accès aux artères coronaires nécessitent une importante ouverture de la cage thoracique (sternotomie) ; une infection se révèle mortelle dans 5% des cas [Klesius04].

Afin de réduire le taux de complication, des techniques de chirurgie moins invasives et à cœur battant ont vu le jour, toutes visant à éviter le recours à la CEC et à la sternotomie totale. Ces techniques reposent majoritairement sur l'utilisation de stabilisateurs cardiaques afin d'immobiliser mécaniquement une portion du myocarde lors du pontage coronarien par succion ou pression [Edgerton00]. Ces systèmes passifs de compensation présentent cependant des mouvements résiduels significatifs du cœur [Loisance05].

L'émergence de la chirurgie robotisée avec téléopération, marquée en 1998 par l'arrivée dans les hôpitaux des robots Zeus et Da Vinci, a permis d'envisager une solution originale au problème de la compensation du mouvement cardiaque : la compensation active [Nakamura01]. Le robot esclave est alors commandé de manière automatique de sorte qu'il reste dans une attitude constante vis-à-vis de la surface de l'organe, afin que le chirurgien intervienne sur un organe ap-

paremment statique. Il suffit alors de superposer les déplacements commandés par le chirurgien à ce mouvement automatique.

Comme l'ont montré les travaux de Nakamura [Nakamura01] et ultérieurement de Ginhoux [Ginhoux05], le problème de compensation active des mouvements du cœur peut être résolu par asservissement visuel rapide en s'appuyant sur l'information délivrée par la caméra endoscopique utilisée pour le retour visuel du chirurgien. L'apport majeur du travail de Ginhoux *et al.* est l'utilisation d'une stratégie de commande multivariable, s'appuyant sur un modèle de prédiction des mouvements. La commande prédictive utilisée démontre qu'elle permet d'augmenter la bande passante de l'asservissement et d'améliorer la précision de la compensation.

Notre travail de thèse propose des contributions à cette problématique dans deux directions :

1. **dans le domaine de la prédiction du mouvement cardiaque**, où l'utilisation conjointe des mesures du volume respiratoire et de l'électrocardiogramme avec l'image fournie par une caméra rapide permet d'améliorer la prédiction du mouvement.
2. **dans le domaine de la commande d'un manipulateur avec flexibilités** où nous proposons une méthodologie d'identification permettant de prendre en compte l'ensemble des flexibilités qui interviennent en haute fréquence et qui limitent les performances de l'asservissement visuel réalisé par Ginhoux *et al.* Nous pensons que ces avancées qui sont génériques ont une forte potentialité d'application dans le domaine de la chirurgie cardiaque robotisée du futur. En effet, les prochaines générations de robots médicaux seront probablement miniatures et très fortement flexibles.

Cette thèse est composée de trois parties qui peuvent être abordées de manière indépendante. La première partie de cette thèse présente le contexte de la chirurgie de revascularisation cardiaque. Les causes de l'infarctus du myocarde, son diagnostic, les solutions chirurgicales sont présentés. L'attention est portée sur l'évolution de la chirurgie classique sous CEC, non exempte de risques de complications, vers une chirurgie mini-invasive à cœur battant dans laquelle la robotique médicale est amenée à jouer un rôle essentiel.

Dans la seconde partie, la dynamique du mouvement cardiaque et sa corrélation avec les signaux biologiques sont étudiées de manière approfondie. A partir de données expérimentales, on montre que le mouvement cardiaque n'est pas la somme de deux composantes indépendantes, contrairement à ce qui est supposé dans les approches fréquentielles classiques, puisque la forme du battement cardiaque est modifiée en fonction du volume d'air dans les poumons. Ainsi, un modèle du mouvement cardiaque prenant en compte les informations issues des signaux biologiques est proposé, permettant d'améliorer les performances de prédiction du mouvement cardiaque.

Le problème de la commande du manipulateur fait l'objet de la troisième partie. Après avoir précisé le problème d'asservissement visuel, on y présente la méthode proposée pour l'identification d'un modèle mathématique des dynamiques. La méthode s'appuie sur les mesures disponibles et ne requiert pas de capteur additionnel. A partir du modèle identifié, des régulateurs sont synthétisés de manière à augmenter au maximum la bande passante du système. L'intérêt de l'approche proposée et sa robustesse sont évalués par des comparaisons avec des méthodes classiques, tant en simulation que lors d'essais expérimentaux.

Liste des publications

Revue internationale avec comité de lecture

Loïc Cuvillon, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin et Antonello Forgione. Towards robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision. Accepted dans *Computer Aided Surgery*, 2006.

Conférences internationales avec comité de lecture

Edouard Laroche, **Loïc Cuvillon**, Jacques Gangloff et Michel de Mathelin. Accounting for flexibilities in visual servoing. *IFAC Symposium on Robust Control (ROCOND)*, Toulouse (France), juillet 2006.

Loïc Cuvillon, Edouard Laroche, H. Garnier, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin. Continuous-time model identification of robot flexibilities for fast visual servoing. *IFAC Symposium on System Identification (SYSID)*, Newcastle (Australie), mars 2006.

Loïc Cuvillon, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin et Antonello Forgione. Toward Robotized Beating Heart TECABG : Assessment of the Heart Dynamics Using High-Speed Vision. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention 2005 (MICCAI)*, Palmspring (USA), octobre 2005.

Loïc Cuvillon, Edouard Laroche, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin. GPC versus H_∞ Control for Fast Visual Servoing of a Medical Manipulator including Flexibilities. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA05)*, Barcelone (Espagne), avril 2005.

Loïc Cuvillon, Jacques Gangloff, Edouard Laroche, Romuald Ginhoux, Michel de Mathelin. Flexible Modes Identification of a Surgical Robot Using 500 Hz Imaging for High-speed Visual Servoing. *IEEE Proceedings of Mechatronics & Robotics 2004*, Aix-la-chapelle (Allemagne), septembre 2004.

Loïc Cuvillon, Edouard Laroche, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin. A gain scheduled control for visual servoing for a flexible arm. *Proceedings of IFAC Symposium on Robust Control Design ROCOND'03*, Milan (Italie), juin 2003.

Conférence nationale avec comité de lecture

Loïc Cuvillon, Edouard Laroche, Jacques Gangloff, Michel de Mathelin. Asservissement visuel d'un bras flexible avec correcteurs H_∞ et LPV. *Journées Doctorales d'Automatique JDA'03*, Valenciennes (France), juin 2003.



Acronymes

Domaine médical

CEC	circulation Extra-Corporelle
CG	Circonflex-Gauche
ECG	Electro-cardioGramme
IRCAD	Institut de Recherche Contre les Cancers de l'Appareil Digestif
IS	direction Inférieur-Iupérieur
IVA	Intérieur Ventriculaire Gauche
LR	direction gauche-droite
PA	direction Antérieur-Postérieur
QRS	pic du signal ECG
RCM	Remote Center of Motion

Automatique et robotique

ARIMAX	Auto Regressive and Integrated Moving Average with eXogenous input
BOZ	Bloqueur d'Ordre Zéro
CMS	Composant Monté en Surface
DDL	Degré De Liberté
GPC	Generalized Predictive Control(ler)
MISO	Multi-entrée, mono sortie
MPC	Model Predictive Control

Autres

DEL	Diode électro-lumineuse
-----	-------------------------

Première partie

Le cœur et sa revascularisation, vers une chirurgie robotisée

Maladies coronaires et chirurgie cardiaque de revascularisation

"The heart alone of all viscera has reached the limits set by nature to surgery. No new method and no new technique can overcome the natural obstacles surrounding a wound of the heart"
(Sir Stephen Paget, 1896)

En 2005, **les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité au monde** d'après un rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) [Mackay05]. Seize millions de décès leurs sont imputables en 2002, soit près d'un tiers des décès annuels sur la planète. Chez les moins de 60 ans, elles sont la seconde cause de mortalité derrière le SIDA (figure 1.1).

Par maladie cardio-vasculaire, on désigne l'ensemble des maladies du système circulatoire, qu'elles affectent le cœur ou l'ensemble artériel et veineux. Parmi ces maladies, les plus fréquentes sont les affections coronariennes (43% des décès d'origine cardiovasculaire) et les accidents cérébro-vasculaires (ACV) qui impliquent le système d'irrigation encéphalique (32% des décès). La prévention et le traitement de ces maladies est ainsi un enjeu prioritaire de santé publique. Au-delà, et comme le souligne l'Atlas des maladies cardiaques et cérébro-vasculaires publié par l'OMS, le traitement de ces maladies endémiques est également un enjeu économique et scientifique :

- enjeu humain : outre le nombre de décès déjà évoqué, le poids de ces affections cardio-vasculaires sur l'espérance de vie des populations est important. Si l'on considère l'ensemble des années de vie en bonne santé perdues suite à un handicap ou au décès causé par la maladie (Disability-Adjusted Live of Years [Murray96]), 18% de ces années perdues le sont à cause des maladies cardio-vasculaires dans les pays riches [Mackay05]. Ceci correspond à une perte moyenne de 11,5 années de vie pour un homme ayant subi une attaque cardiaque [AHA04].
- enjeu économique : le coût de ces maladies est conséquent pour les sociétés, que ce soit pour les coûts directs (frais hospitaliers) ou les coûts indirects (baisse d'activité, décès anticipé, soins additionnels). Ainsi, les maladies coronariennes auraient coûté 142,1 milliard de dollars

aux États-Unis en 2004 [AHA04] et 7,05 milliard de livres en 2002 au Royaume-Uni (1,75 milliard en coûts direct, 5,3 milliard en coûts indirect) [BHF04].

- enjeu scientifique : les maladies coronariennes sont l'un des domaines de recherche les plus actifs de la médecine. En 2004, sur le site de référence PUBMED de la Librairie Nationale de Médecine américaine, on recense 57 507 publications cliniques sur les maladies coronariennes contre 55 297 pour les cancers et 45 083 pour les maladies infectieuses. Les subventions accordées en 2003 par l'institut national américain de la santé pour les maladies coronariennes s'élève à 2,3 milliards de dollars, en sixième position derrière le poste principal qu'est le cancer avec 5,4 milliards de dollars [Mackay05].

1.1 Le cœur et les artères coronaires

Dans ce paragraphe, on introduit succinctement l'anatomie cardiaque et ce que l'on nomme son couplage excitation-contraction. Ces notions permettent d'éclairer le choix des chirurgies de revascularisation cardiaque ainsi que la modélisation du mouvement cardiaque développée dans la seconde partie du mémoire. Sont également présentées les artères coronaires, qui irriguent le cœur ; celles-ci jouent un rôle majeur dans les accidents cardiaques et sont l'objet d'une grande partie des chirurgies cardiaques. Leurs dimensions et caractéristiques anatomiques définissent la précision chirurgicale nécessaire aux pontages coronariens.

1.1.1 L'anatomie et le cycle cardiaque

Caractéristiques du cœur

Le cœur est un organe creux, principalement constitué d'un muscle spécialisé, le myocarde, qui assure le pompage dans le corps de plus de 8000 litres de sang par jour au cours de 100 000 battements. Un cœur pèse en moyenne 300 grammes chez l'homme et 250 g chez la femme [Vacheron99]. Ses dimensions, d'environ 13 cm de long sur 8cm de large, représentent un volume de 260 à 300 cm³.

Le cœur humain est localisé dans la cage thoracique dans un espace qui porte le nom de médiastin. La figure 1.2 présente l'anatomie du médiastin par une coupe dans le plan sagittal et une coupe dans le plan frontal. On profite de cette occasion pour définir les différentes orientations anatomiques utilisées ultérieurement. Ainsi l'orientation Inférieur-Supérieur (IS) est dirigée des pieds vers la tête. L'orientation Postérieur-Antérieur (PA) de la face dorsale vers la face ventrale et finalement l'orientation droite-gauche (RL, Right-Left) est dirigée des membres droits vers les membres gauches.

Ce médiastin contient un enchevêtrement de tissus cellulaires dont le péricarde, une enveloppe protégeant le cœur. Le péricarde est composé de deux feuillets : un feuillet externe fibreux épais, résistant, et un feuillet interne, dit séreux. Le feuillet séreux a la particularité d'être constitué de deux couches qui glissent l'une sur l'autre librement grâce à la production d'un liquide lubrifiant propre à favoriser le mouvement cardiaque. La couche inférieure du feuillet séreux, aussi appelée épicarde, est la surface du cœur. Sous l'épicarde se situe le myocarde, le muscle cardiaque qui donne la puissance nécessaire à la contraction de l'organe et dont le réseau de fibres conjonctives forment la charpente du cœur.

Constitué de quatre cavités (figure 1.3), le cœur est séparé en deux parties gauche/droite par le septum, une épaisse paroi musculaire :

- La partie droite est adaptée à la circulation pulmonaire. Le sang pauvre en oxygène en provenance des veines caves est recueilli par l'oreillette droite. Le sang passe alors dans le ventricule droit qui le propulse dans les poumons via les artères pulmonaires.
- La partie gauche est adaptée à la circulation systémique. Le sang oxygéné dans les poumons est recueilli par les veines pulmonaires puis propulsé dans l'ensemble du corps par la contraction du ventricule gauche. Le sang sort par l'aorte, la plus grosse artère du corps.

La résistance à l'écoulement du sang dans l'ensemble du corps est cinq fois plus importante que celle due à la circulation pulmonaire. Ainsi les parois du ventricule gauche sont plus épaisses que celles du ventricule droit afin de permettre des pressions plus importantes. Le myocarde a une épaisseur moyenne de 10 à 15 mm au niveau du ventricule gauche contre 5 mm pour le ventricule droit [Vacheron99].

Enfin, des valves unidirectionnelles permettent d'orienter le flux sanguin. Les valves auriculo-ventriculaires (valve mitrale et valve tricuspide) empêchent le sang de refluer des ventricules vers les oreillettes lors de la contraction cardiaque. Les valves artérielles (valve pulmonaire et valve aortique) sont constituées de valvules sigmoïdes, en forme de demi-lunes.

Le cycle cardiaque

La fréquence moyenne du cycle cardiaque chez l'adulte est de 70 battements par minute. Sur ce cycle cardiaque de 0,8 s, la phase d'activité cardiaque, appelée systole, correspond à 0,25 s. La systole ne représente ainsi qu'un tiers de l'ensemble du cycle cardiaque, les deux tiers restants étant attribués à la diastole, phase de relâchement du myocarde [d'Alché03]. Lorsque la fréquence cardiaque évolue afin de s'adapter aux conditions physiologiques du patient, le temps de diastole s'allonge ou se raccourci de manière à conserver un temps de systole à peu près égal.

Les quatre phases du cycle cardiaque sont identiques et synchrones pour la partie droite et gauche du cœur et sont résumées sur le diagramme de Wiggers (figure 1.4). On distingue deux phases systoliques, la contraction et l'éjection, ainsi que deux phases diastoliques, le relâchement et le remplissage :

1. **Remplissage.** La valve de l'aorte est fermée. Lorsque la pression dans l'oreillette est supérieure à celle du ventricule, la valve mitrale s'ouvre. La différence de pression assure le remplissage du ventricule. Le débit augmente avec la contraction des oreillettes. Lorsque la pression dans le ventricule est supérieure à celle de l'oreillette, la valve mitrale se ferme.
2. **Contraction isovolumique.** Le ventricule est clos et ses parois commencent à développer une tension qui modifie la forme du ventricule sans changer son volume (sang incompressible). La pression augmente rapidement allant jusqu'à un bombement de la valve mitrale, d'où une légère surpression observée dans l'oreillette. Quand la pression est supérieure à la pression de l'aorte, la valve aortique s'ouvre.
3. **Éjection.** L'éjection du sang est plus rapide que la vitesse à laquelle il peut se répandre dans le corps du à la résistance du circuit vasculaire. Ainsi, pendant la première partie de l'éjection, la pression dans l'aorte augmente jusqu'à être égale à la pression du ventricule. Dans la seconde partie, la pression aortique est supérieure à la pression intra-ventriculaire, ce qui implique une rapide baisse du débit et une brève inversion de flux. La valve de

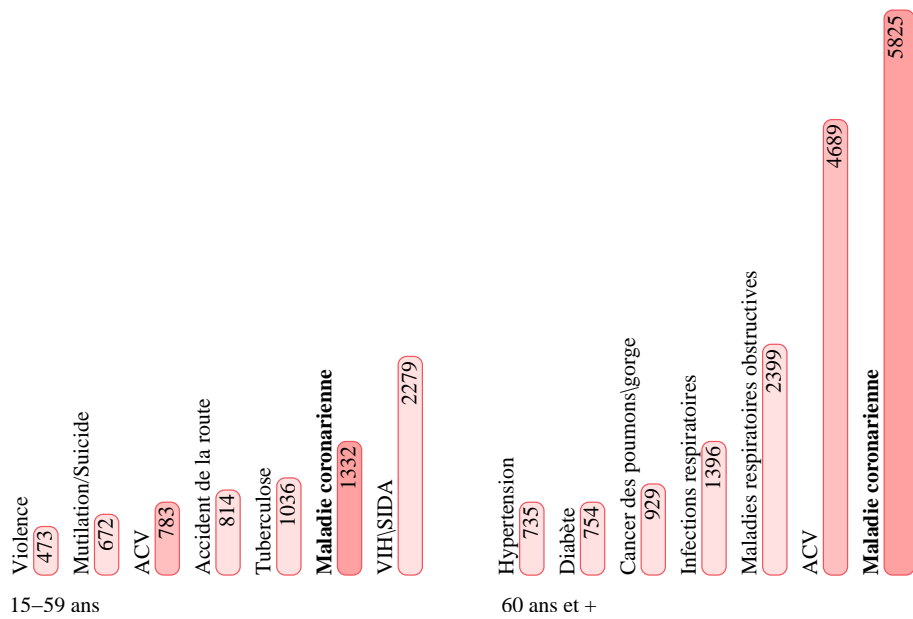


FIG. 1.1 – Décès relatifs aux maladies cardiaques d'origine coronaire en 2002 dans le monde en milliers de morts [Mackay05]

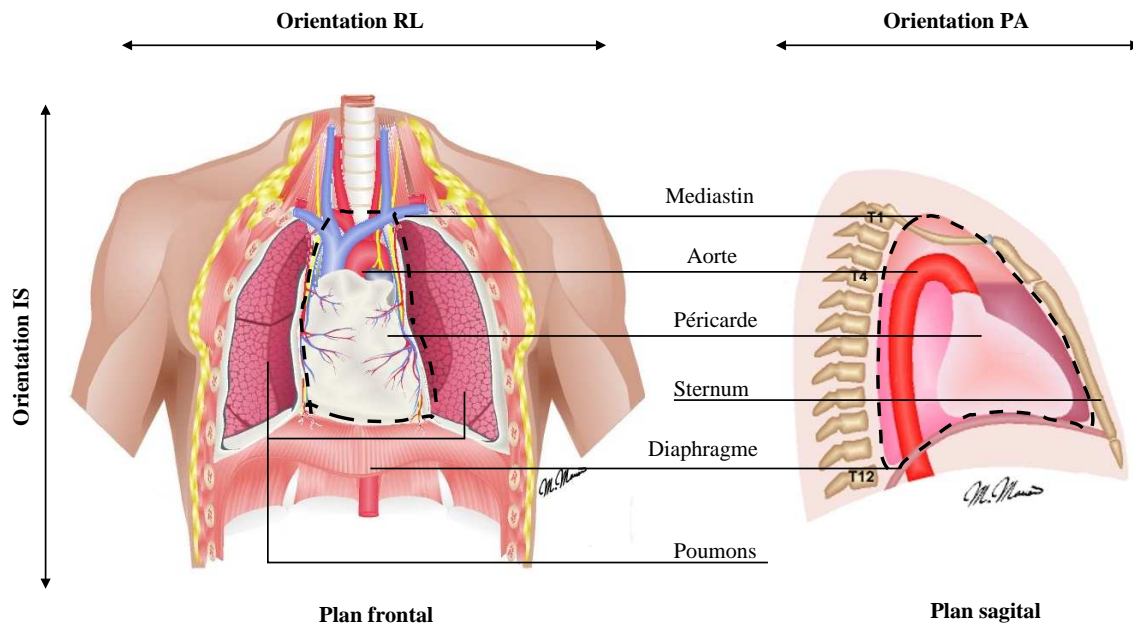


FIG. 1.2 – Anatomie du médiastin (illustration : [uOttawa])

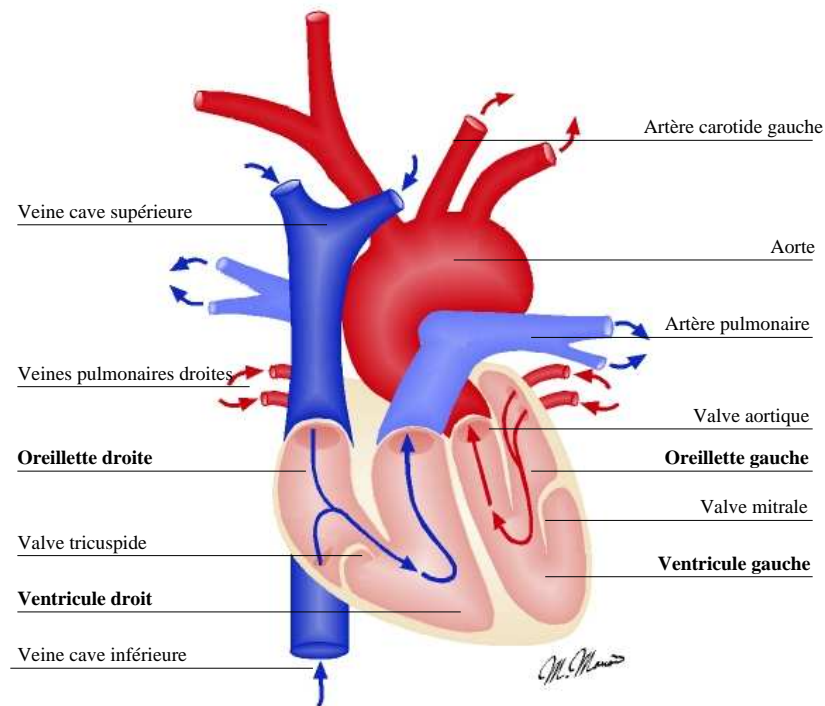


FIG. 1.3 – Structure anatomique du cœur (illustration : [uOttawa])

l'aorte se ferme. Une partie du sang expulsé est stocké par la dilatation de l'aorte puis redistribué durant la phase de diastole. L'aorte joue ainsi un rôle de lissage des impulsions de pression sanguine.

4. **Relâchement isovolumentique.** Il marque le début de la diastole. Les valves sont fermées. La pression dans l'oreillette est trop faible pour provoquer l'ouverture de la valve mitrale. Le ventricule reprend sa forme initiale à volume constant.

Ces phases cardiaques dépendent de l'activité électrique du cœur par le jeu d'un couplage excitation-contraction, observable sur un signal d'électrocardiographe (ECG).

1.1.2 Le couplage excitation-contraction et la genèse du signal ECG

L'activité cardiaque est régie par une impulsion électrique qui prend sa source dans le nœud sinusal au sein même du cœur (figure 1.6). Situé au niveau de la veine cave supérieure, dans l'oreillette droite, ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules auto-excitables qui génère un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Il est le "pacemaker" du cycle cardiaque.

La présence de jonctions ioniques entre les cellules musculaires du myocarde, les myocytes, permet à ce front de dépolarisation de se propager de manière isotropique à l'ensemble du myocarde. Seul la présence d'une paroi fibreuse isolante entre les oreillettes et les ventricules impose à l'impulsion électrique de passer par le relais qu'est le nœud auriculo-ventriculaire. Ce nœud propage alors l'impulsion à l'ensemble du ventricule à travers un système de conduction rapide ($1 \text{ à } 3 \text{ m.s}^{-1}$) constitué des faisceaux de Hiss et des fibres de Purkinje [Malmivuo95].

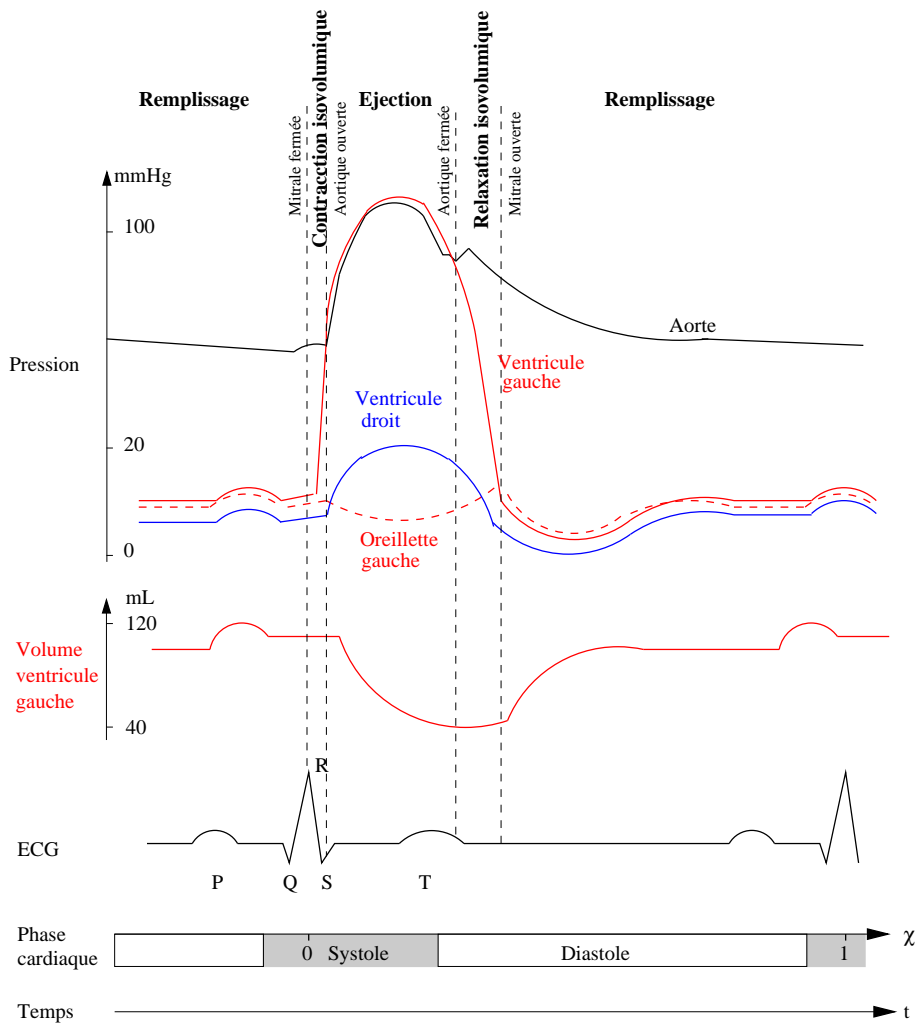


FIG. 1.4 – Diagramme de Wiggers. Représentation temporelle de l'activité cardiaque et sa corrélation avec le signal ECG

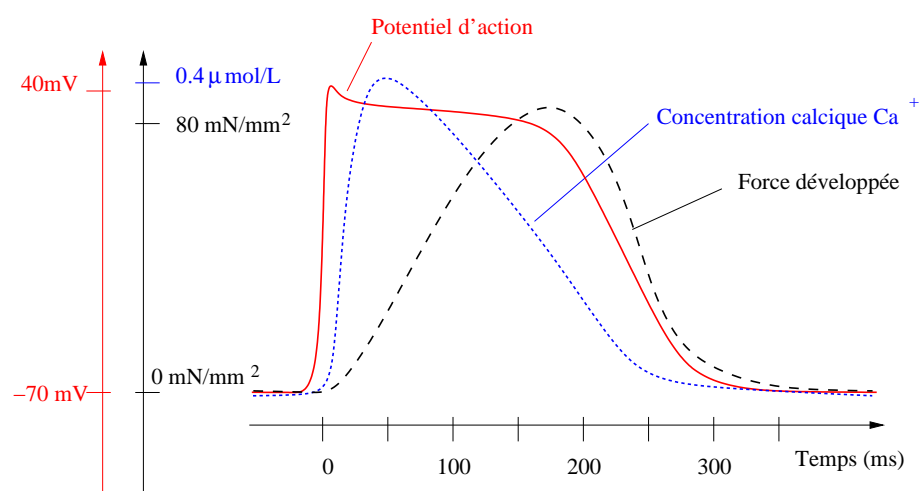


FIG. 1.5 – Résultat de l'enregistrement ex-vivo du potentiel d'action, de la concentration calcique et de la force développée pendant la contraction iso-volumique sur des cellules myocardiales du rat

La propagation de cette impulsion électrique par dépolarisation des membranes cellulaires s'accompagne de la contraction des cellules rencontrées. La contraction des cellules dans le sens de la fibre musculaire fait intervenir une commande calcique : c'est la libération d'ions Ca^{2+} dans le milieu intra-cellulaires sous l'effet de la dépolarisation qui déclenche la contraction.

La forme temporelle de ce front de dépolarisation, l'augmentation de la concentration calcique et l'effort développé qui en découle, sont représentés sur la figure 1.5. Des études réalisées ex-vivo sur des cœurs de mammifères montrent que la concentration maximale en Ca^{2+} est atteinte environ 50 ms après la dépolarisation tandis que l'effort musculaire développé est maximal environ 200 ms après la dépolarisation [Pérez99]. L'étude de ce couplage excitation-contraction (*EC coupling*) est un domaine de recherche très actuel pour le diagnostique et la compréhension de nombreuses affections cardiaques [Sermesant03].

L'une des manifestation externe de la propagation de ce front de dépolarisation est le signal ECG qui est d'un intérêt particulier pour le praticien et sera exploité dans la seconde partie de ce mémoire. L'ECG est la somme des différences de potentiels électriques recueillis en différents points de la surface du thorax, comme l'illustre la figure 1.6. Le positionnement des électrodes est normalisé afin de caractériser la forme du signal ECG. Ce signal ECG présente un ensemble de fronts d'ondes déterminés par des lettres allant de P jusqu'à U. En particulier, le groupement des 3 ondes Q, R et S, au profil si particulier, est connu sous le nom de complexe QRS. L'apparition du complexe QRS correspond à la propagation de la dépolarisation électrique dans les ventricules et caractérise le début de la systole.

Toute anomalie dans le signal ECG traduit des problèmes de conduction électrique du myocarde et donc de contraction. Dans le cadre des maladies coronaires, la seule analyse fine du signal ECG permet de localiser anatomiquement les zones du cœur en ischémie (défaut d'irrigation sanguine) [Fuchs82].

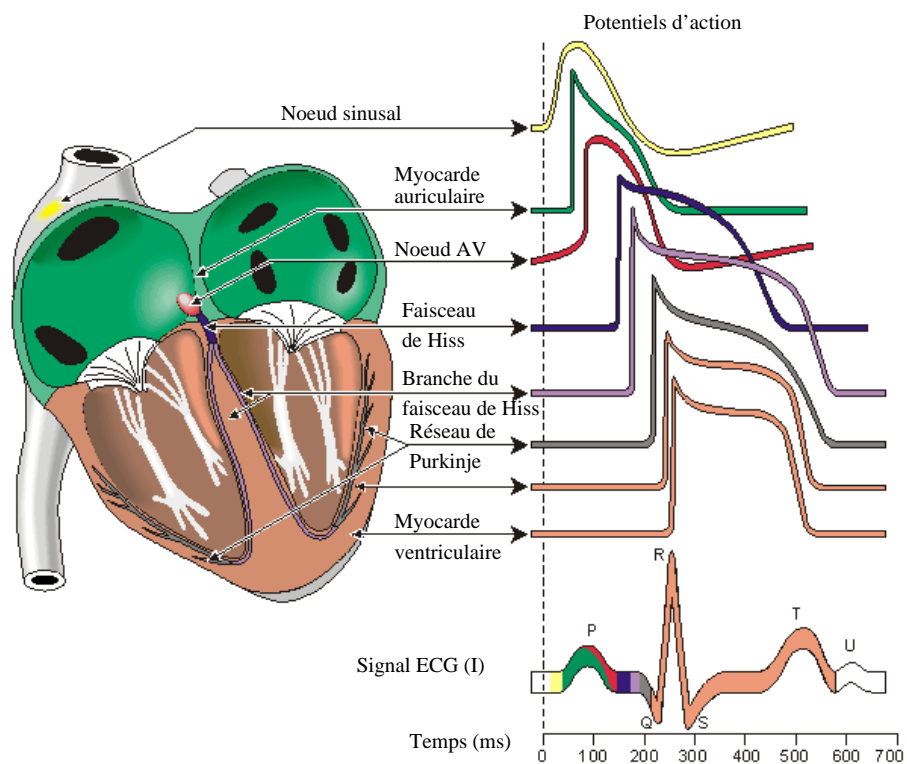


FIG. 1.6 – Système de conduction électrique du cœur et génération du signal de l'électrocardiogramme (ECG). (illustration : [Malmivuo95])

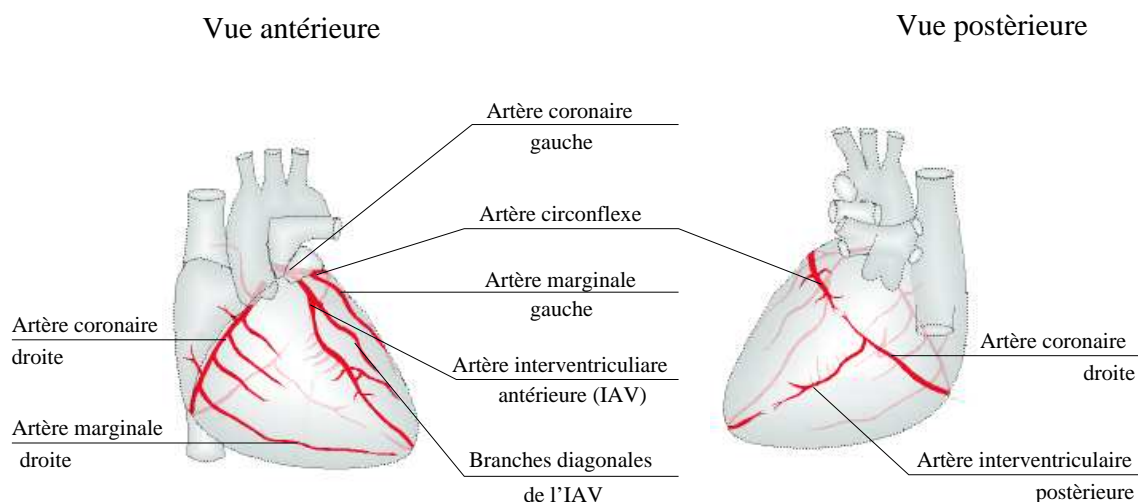


FIG. 1.7 – Anatomie des artères coronaires (illustration : [uOttawa])

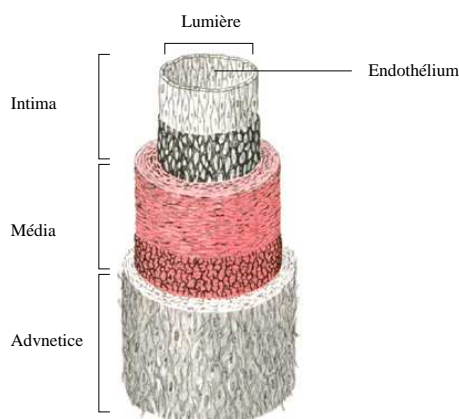


FIG. 1.8 – Constitution d'une paroi artérielle (illustration : voir [Léoni01])

1.1.3 Les artères coronaires

Les artères coronaires assurent l'irrigation du myocarde. L'obstruction de ces petites artères est la cause principale d'accident cardiaque. Nous nous intéressons ici à leurs propriétés anatomiques qui définissent les possibilités d'intervention chirurgicale.

Anatomie du réseau coronaire

Les artères coronaires sont issues de deux branches : l'artère coronaire droite et l'artère coronaire gauche qui prennent naissance à la base de l'aorte. Après un parcours à la surface du cœur, l'épicaire, les artères coronaires se ramifient jusqu'à pénétrer au sein des divers muscles du myocarde.

L'artère coronaire gauche irrigue majoritairement l'oreillette et le ventricule gauche du cœur et donne naissance à deux branches principales (figure 1.7) :

- l'artère circonflexe, irriguant l'oreillette et la face postérieure du ventricule.
- l'artère inter-ventriculaire antérieure (IVA), ou artère antérieure descendante gauche, qui ir-

Artères	Diamètre de la lumière (mm)	
	Dominance droite	Dominance gauche
Gauche proximale	4,5 ± 0,5	
IVA proximale	3,7 ± 0,4	
IVA distale	1,9 ± 0,4	
Droite proximale	3,9 ± 0,6	2,8 ± 0,5
Droite circonflexe	3,4 ± 0,5	4,2 ± 0,6

TAB. 1.1 – Diamètre intérieur des artères coronaires en moyennes sur 83 sujets en fonction de leur dominance coronarienne, les termes "proximal" et "distal" étant définis par la distance vis-à-vis de l'origine des artères : l'aorte. [Dodge92]

rigue la face antérieure du ventricule et se ramifie en branches diagonales. C'est une artère dont l'occlusion est très fortement corrélée avec un accident cardiaque [Perdigao93].

L'artère coronaire droite se ramifie quant à elle en une artère marginale droite, irriguant la face postérieure du ventricule droit et une artère inter-ventriculaire postérieure, ou descendante postérieure, irriguant la face antérieure du cœur.

La topologie du réseau coronaire n'est pas homogène sur l'ensemble de la population. Ainsi, la dominance coronarienne se définit par l'artère irriguant l'artère inter-ventriculaire postérieure. Dans 80% des cas la dominance est droite, mais peut aussi être gauche (15%) ou co-dominante (5%). Outre la dominance coronaire, il existe des déviations du réseau vasculaire. Ainsi certaines ramifications telles que les branches diagonales de l'IVA peuvent être absentes chez certains individus.

Diamètre interne et section des artères coronaires

Le diamètre intérieur des artères, appelé lumière (figure 1.8), a fait l'objet de nombreuses études. Dès 1967, Baroldi et Scommazzoni ont réalisé un moulage du réseau vasculaire de 522 cœurs normaux ou pathologiques [Baroldi67]. De cette première expérience, il ressort que le diamètre moyen à la base de l'aorte (proximal) est de 4 mm pour l'artère gauche et 3,2 mm pour l'artère droite.

Plus récemment, une étude du diamètre des artères coronaires en 96 localisations anatomiques a été réalisée par radiographie (angiographie) [Dodge92]. Celle-ci souligne que la variation du diamètre des artères sur la population est limitée à $\pm 0,5$ mm, une fois le sexe, la surface du cœur et la dominance coronaire prises en compte. Les dimensions caractéristiques des artères coronaires principales pour les différents cas de dominance coronaire sont présentées dans le tableau 1.1.

La paroi des artères coronaires, comme toutes les artères dont le diamètre n'en fait pas des capillaires, est constituée de 3 couches (figure 1.8) :

- l'intima, surface interne de l'artère au contact du sang. Constituée d'une couche unique de cellules endothéliales, elle joue un rôle particulier dans l'obstruction des artères et l'accident cardiaque. Ces cellules, en contact direct avec le sang, ont la propriété d'être thrombo-résistantes : elles inhibent la coagulation sanguine.
- la média, épaisse couche constituée de cellules musculaires.

Artères	Épaisseur de la paroi	Volume de sang par battement	Pression sanguine	Puissance pulsative
Gauche proximale	0,3 mm	10 ml	60 mm Hg	10×60=600 Joules
Droite proximale	0,1 mm	10 ml	20 mm Hg	10×20=200 Joules

TAB. 1.2 – Largeur de la paroi artérielle et corrélation avec la puissance pulsative sanguine. [Keshaw03]

– l'advantice, fine couche très résistante constituant la paroi externe du vaisseau.

L'analyse au microscope de coupes des artères coronaires permet de mesurer l'épaisseur de la média et ainsi de la paroi artérielle. La mesure de l'épaisseur de la paroi artérielle à 1 cm de l'aorte est ainsi de 0,1 mm pour l'artère coronaire droite et de 0,3 mm pour l'artère gauche. Cette épaisseur est proportionnelle à la puissance pulsative du sang pénétrant dans l'artère (tableau 1.2) [Keshaw03].

1.2 L'athérosclérose coronarienne et l'infarctus du myocarde

L'athérosclérose est une affection caractérisée par l'accumulation locale de dépôts lipidiques, de cholestérol, de produits sanguins et de calcaire dans la tunique interne des vaisseaux, conduisant à une réduction de la lumière du vaisseau. Cette affection est la cause majeure d'accident cardiaque par infarctus lorsque les artérioles qui irriguent le cœur, les artères coronaires, se retrouvent obturées.

1.2.1 L'athérogenèse

L'athérogenèse qui étudie la formation des plaques d'athéroscléroses, aussi appelées plaques d'athérome, est un domaine de recherche très actif. Plusieurs théories sur les nombreux acteurs sanguins et la chronologie de formation de la plaque d'athérome existent et certains points ne sont pas encore éclaircis [Léoni01]. On peut toutefois schématiser les grandes étapes du processus complexe de formation d'une plaque d'athérome ainsi (figure 1.9) :

- 1. La pénétration et l'accumulation excessive de lipoprotéines de basse densité (LDL) dans l'intima.** Les LDL sont des lipoprotéines permettant le transport du cholestérol et sa pénétration dans les cellules afin d'y être dégradé en énergie.
- 2. L'oxydation des LDL et le recrutement des monocytes circulant.** La présence de LDL oxydée dans l'intima initie une réaction inflammatoire. Elle stimule la sécrétion par les cellules endothéliales de substances qui recrutent les monocytes circulant et les différencient en macrophages.
- 3. Formation de cellules spumeuses à partir des macrophages.** Les LDL sont normalement captées par les cellules qui les dégradent en énergie. Par contre, les LDL oxydées sont captées par les récepteurs "poubelles" des macrophages. L'expression de ces récepteurs n'étant pas régulée, les LDL oxydées s'accumulent dans le macrophage. La cellule devient alors malade, on parle de cellule spumeuses.
- 4. Formation d'une capsule fibreuse.** Sous l'influence des substances sécrétées par les macrophages et des cellules endothéliales, les cellules musculaires lisses de la média migrent

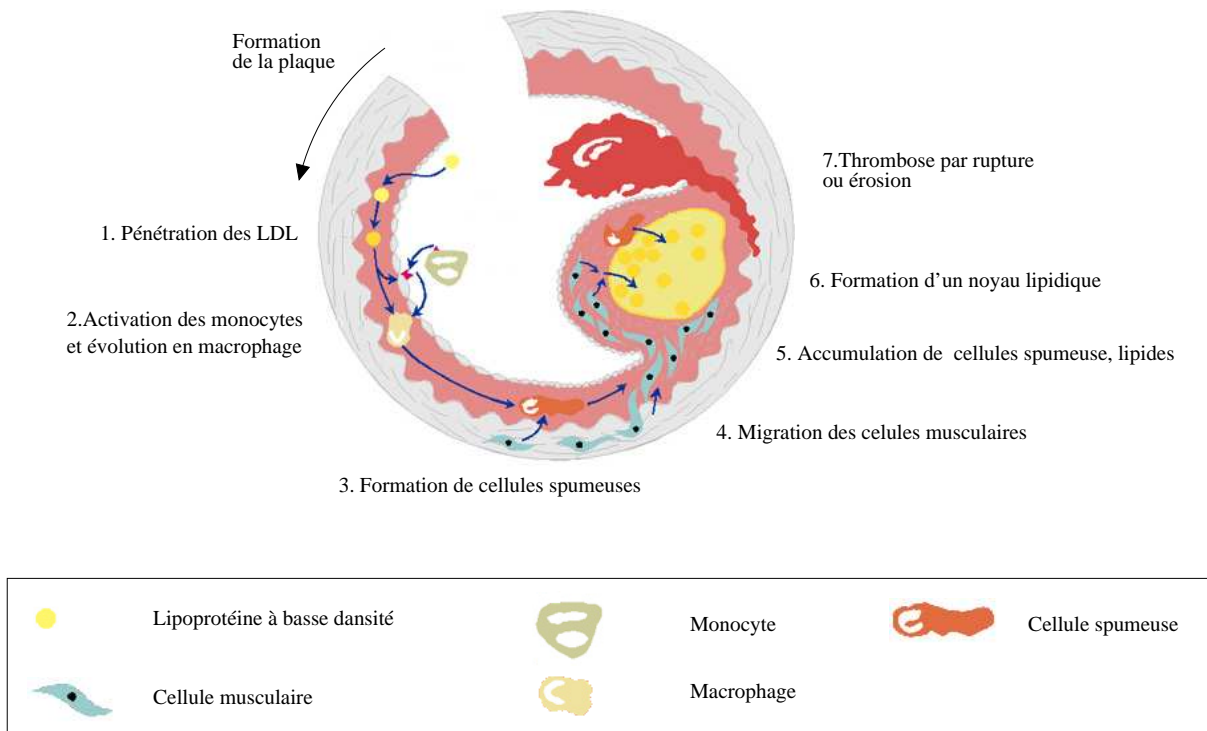


FIG. 1.9 – Athérogenèse : la formation de plaque d'athérome (illustration : [Léoni01])

vers l'intima. Dans l'intima, elles sécrètent du collagène et des fibres qui forment une capsule fibreuse isolant les cellules spumeuses de la lumière artérielle.

5. **Formation d'un noyau lipidique par accumulation.** La LDL oxydée est une substance cyto-toxique capable de déclencher à terme la nécrose, la mort des cellules spumeuses, libérant ainsi la LDL accumulée dans le milieu intercellulaire. En l'absence de macrophages sains, la LDL libérée et l'apport externe permettent la formation d'un noyau de cholestérol et de débris cellulaires. C'est la formation de la plaque d'athérome.

La formation de la plaque d'athérome peut également s'accompagner d'une précipitation calcique plus ou moins importante qui rigidifie et fragilise les parois de l'artère. L'importance de ce dépôt calcique est fortement lié à la taille de la plaque d'athérome [Sangiorgi98]. Cette calcification rend plus difficile la réalisation et l'étanchéité des sutures lors des opérations de pontage coronarien.

La croissance d'une plaque d'athérome est un processus lent qui met en jeu un processus inflammatoire chronique et complexe qui initie et développe la plaque d'athérome [Libby03]. L'hyper-cholestérol, l'obésité et le tabac sont parmi les facteurs aggravants pour le développement de l'athérosclérose (figure 1.12).

La conséquence principale de l'accroissement du volume de la plaque est le rétrécissement de la lumière de l'artère. On parle de sténose. Lorsque cette sténose réduit de plus de 50% la lumière des artères coronaires (comme sur la figure 1.10), l'irrigation du myocarde devient déficiente, c'est l'ischémie cardiaque.

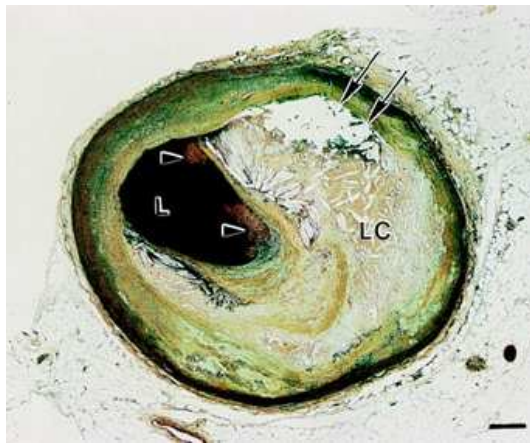


FIG. 1.10 – Plaque d'athérome dans l'artère IVA : présence d'un large corps lipidique (LC), d'une lumière artérielle réduite (L) et d'une cristallisation calcaire (flèches). Un thrombus non-occlusif résultant d'une rupture de plaque (pointe de flèche) apparaît à la limite entre l'intima et la capsule fibreuse. (barre : 375 μm , crédit photo : [Farb96])

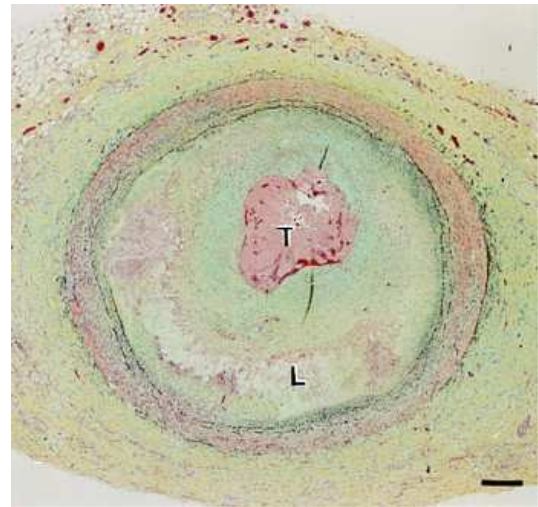


FIG. 1.11 – Plaque d'athérome dans l'artère IVA : présence d'un large et profond corps lipidique (L) séparé de la lumière par des cellules musculaires lisses. Présence d'un thrombus occlusif (T) composé principalement de plaquettes résultant de l'érosion de la plaque. (barre : 375 μm , crédit photo : [Farb96])

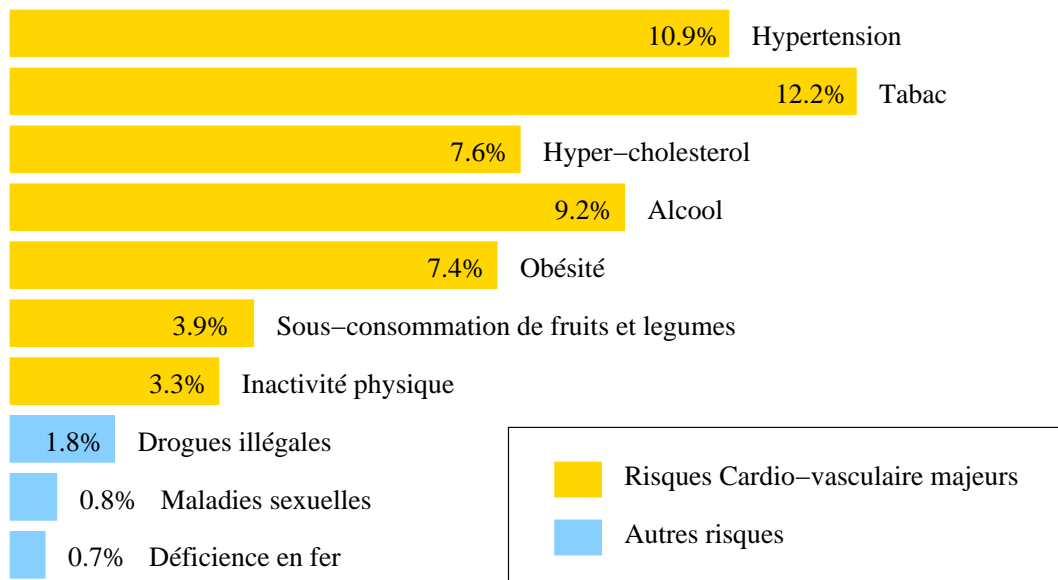


FIG. 1.12 – Histogramme des principaux facteurs de risques en pourcentage sur le poids de toutes les maladies dans les pays développés. (Source : [Mackay05])

1.2.2 Les conséquences de l'athérosclérose : ischémie et infarctus du myocarde

L'ischémie est un terme générique pour désigner une partie du corps où l'apport en oxygène ou en flux sanguins est restreint. L'ischémie cardiaque a pour cause principale la sténose des artères coronaires due à l'athérosclérose. Elle peut avoir ou non des symptômes cliniques suivant le système nerveux des patients [Crea97]. Une ischémie silencieuse n'en est cependant pas moins grave qu'une ischémie se traduisant par une angine de poitrine (ou angor).

L'angine de poitrine stable est une douleur de compression, d'oppression ressentie dans le thorax avec diffusion vers l'épaule gauche et la mâchoire. Celle-ci dure quelques minutes et survient généralement après un effort, lorsqu'il y a déséquilibre entre la demande en oxygène du myocarde et la quantité fournie par les artères coronaires. L'angine instable est caractérisée par l'instabilité des symptômes tels que la fréquence, la durée et l'intensité. L'angine instable est un précurseur important d'une affection grave qu'est l'infarctus du myocarde. Ainsi, 21% des personnes souffrant d'un angor instable développent un infarctus du myocarde dans les 8 mois avec une mortalité associée de 41,4% [Gazes73].

L'ischémie aggravée : la thrombose

La thrombose est le résultat d'un processus de coagulation plaquettaire dans un vaisseau aboutissant à la formation d'un caillot sanguin, le thrombus. C'est une conséquence grave de l'athérosclérose. La formation d'un tel thrombus dans une artère coronaire constitue un accident aigu se traduisant soit par une croissance rapide de la plaque d'athérome par intégration du thrombus à la plaque, soit par une occlusion soudaine de l'artère. Le processus de formation d'un thrombus coronaire est majoritairement attribué à une rupture de la chape fibreuse de la plaque, qui met en contact le sang avec le contenu thrombogène du noyau lipidique.

Les facteurs de rupture de la chape sont à la fois intrinsèques, par la constitution de la plaque, et extrinsèques [Léoni01]. Les deux principaux facteurs intrinsèques d'une rupture sont :

- la présence d'un noyau lipidique représentant plus de 40% du volume de la plaque d'athérome. Ce noyau lipidique, de constitution molle, favorise la concentration au sommet de la plaque de l'ensemble des efforts périphériques subis.
- la résistance de la chape fibreuse constituée des cellules musculaires lisses et de la matrice extra-cellulaire qu'elles produisent (collagène et élastine). Sous l'action inflammatoire, la quantité de cellules musculaires lisses tend à diminuer. La séparation entre la lumière vasculaire et le noyau lipidique tend alors à disparaître.

Les facteurs extrinsèques sont la somme des actions mécaniques s'exerçant sur la plaque. Ce sont les forces de cisaillement, de compression de la plaque et surtout les forces de tension sur la circonférence de la plaque. Ainsi l'effort physique, le stress, le tabac qui élèvent la pression artérielle et le rythme cardiaque participent directement aux efforts de rupture de la plaque. Dans un cas sur deux, ces facteurs extrinsèques sont la cause de la rupture et de l'accident cardiaque.

La figure 1.10 illustre le phénomène de rupture de plaque et de thrombose avec la présence d'un thrombus non-occlusif aux points de jonction entre l'intima et la chape fibreuse. La figure adjacente 1.11 expose le thrombus occlusif d'un homme de 36 ans souffrant d'hypertension et décédé d'une attaque cardiaque à la suite d'une partie de base-ball. Dans ce cas, le corps lipidique de la plaque apparaît séparé de la lumière par une épaisse chape fibreuse, mais celle-ci est dénuée de cellules endothéliales. Sans ces cellules, qui inhibe la coagulation plaquettaire,

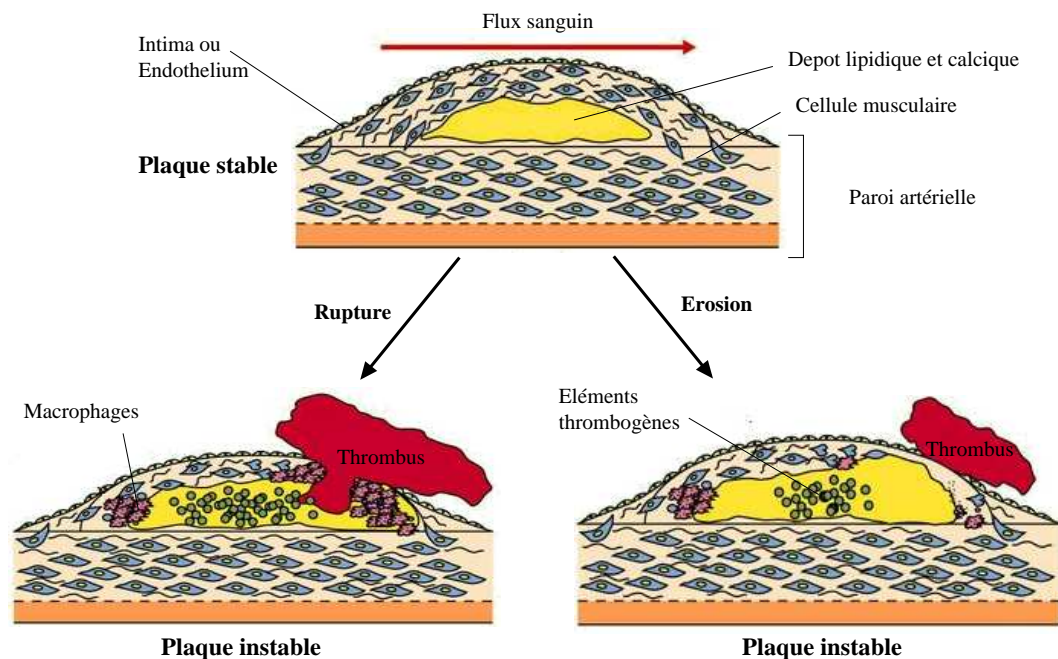


FIG. 1.13 – Athéromatose par rupture ou érosion (source : [Mallat04])

le sang se retrouve au contact des matériaux de la chape fibreuse. Ce phénomène de thrombose par érosion de la plaque représenterait 40% des morts subites dues à un thrombus coronarien [Farb96]. Ces deux modèles de rupture sont résumés sur la figure 1.13.

L'infarctus du myocarde (IM) et la mort subite

L'infarctus est la mort massive des cellules d'un organe due à une ischémie grave. En l'absence d'apport d'oxygène, le tissu non-irrigué épuise rapidement ses réserves (glycolyse anaérobie) et se nécrose. Dans le cas du cœur, les cellules musculaires se nécrosent et sont remplacées par une cicatrice de collagène incapable de se contracter. Lorsque la sténose des artères coronaires n'entraîne qu'une ischémie très localisée, l'infarctus peut être mineur et n'avoir pour conséquence qu'un affaiblissement de la contraction ventriculaire.

Dans sa forme aiguë, l'infarctus du myocarde conduit à une mort subite par fibrillation ventriculaire ou rupture du myocarde. On recense ainsi 7 à 9% de rupture du muscle cardiaque suite à un infarctus aiguë [Naeim72]. Cependant, la fibrillation ventriculaire est la cause la plus commune de mort subite [Huikuri01]. Dans les zones nécrosées, la propagation du front de dépolarisation, qui commande la contraction synchrone du muscle, est retardée. Cette désynchronisation peut conduire à la fibrillation ventriculaire, des contractions incontrôlées et très rapides (200-400 battements par minute). Ces contractions, trop rapides pour produire un quelconque effort, ne permettent pas d'assurer la circulation sanguine. Le patient décède alors en 4 minutes. En cas d'infarctus, le défibrillateur cardiaque est utilisé afin de stimuler et resynchroniser la contraction musculaire au moyen d'une décharge électrique.

Environ 41% des personnes ayant subi un infarctus décèdent dans l'année [AHA04]. Parmi les personnes qui sont décédées dans le mois suivant leur attaque cardiaque, un tiers décèdent dans

la première heure et 50% dans les 24 heures [Tunstall-Pedoe94].

1.2.3 Le diagnostique de l'athérosclérose : l'angiographie

La mise au point en 1957 par Sones de la première angiographie coronaire sélective a constitué une avancée aussi considérable que l'électrocardiogramme (ECG) pour les cardiologues [Lichtlen02]. A partir de ce moment, il devenait tout d'abord possible de diagnostiquer et d'étudier in-vivo l'athérosclérose coronarienne dont les manifestations sont parfois silencieuses. Elle a ensuite permis la localisation précise et la quantification des sténoses afin de réaliser des chirurgies de revascularisation cardiaque.

L'angiographie coronarienne ou coronarographie

L'opération est réalisée avec un patient sous anesthésie locale et consiste à injecter un agent de contraste dans la circulation coronaire droite ou gauche pour prendre une radiographie. Un cathéter, long tube souple en nylon, est inséré au niveau de l'artère fémorale afin de remonter jusqu'à la base de l'aorte pour administrer le produit radio-opaque (figure1.14). Une source radioactive positionnée au dessus du cœur est utilisée pour obtenir des radiographies sous diverses incidences permettant de diagnostiquer les sténoses des artères coronaires (figure1.15).

Même si l'angiographie reste la modalité de référence pour la coronarographie, cette opération possède deux inconvénients :

1. elle est invasive par l'introduction d'un cathéter dans le corps et l'injection d'un produit de contraste. L'étude d'Hessel et al. en 1981 rapporte un taux de complication de 1,73% (infarctus, hypotension, arythmie) et une mortalité de 0.03% pour les angiographie trans-fémorales [Hessel81]. Même si la mortalité semble avoir baissé, les taux de complication restent de nos jours au même niveau [Balduf02].
2. elle ne permet de visualiser que le diamètre intérieur des artères sans aucune information sur la plaque d'athérosclérose et le risque de thrombose. La présence de sténose aiguë (occlusion supérieure à 50%) est, dans les faits, un piètre indicateur du risque d'infarctus cardiaque [Little88].

La nécessité d'un diagnostique non-invasif des artères coronaires se justifie par le fait que 41% des patients subissant une angiographie ne présentent pas de sténose aiguë et que les risques de complication inhérents à l'angiographie classique ne sont pas nuls. Ainsi, les scanners tomographiques, et en particulier ceux à résonance magnétique, suscitent actuellement de l'intérêt comme substitution à l'angiographie classique. Ces scanners, très polyvalents et très répandus désormais dans les hôpitaux, permettent une détection non-invasive des sténoses coronaires ainsi qu'une caractérisation de la composition des plaques d'athéromes.

L'angiographie par tomographie à rayons X

Le cœur est certainement l'organe dont l'imagerie est la plus contraignante. Le dispositif imageur doit avoir un temps d'exposition réduit (inférieur à 100 ms) afin d'obtenir une image nette et d'éviter les flous et artefacts dus au mouvement cardiaque. Or les scanners actuels sont incapables d'acquérir une image complète dans cet intervalle de temps. Différentes méthodes de



FIG. 1.14 – Salle de coronarographie : le praticien injecte un produit opaque via un cathéter avec entrée au niveau d'une artère fémorale alors que le cœur est placé sous une source rayon X.



FIG. 1.15 – Image de coronarographie (ou angiographie) mettant en évidence une sténose de l'artère coronaire. (source : [Achenbach01])

compensation du mouvement ont ainsi été développées pour pallier cette insuffisance. Toutes utilisent le signal ECG afin de synchroniser le battement cardiaque avec l'acquisition : c'est la méthode du *gating*. Une image complète du cœur est ainsi acquise en plusieurs fois lorsque le cœur est au même point de son cycle cardiaque (figure 1.17). Le mouvement dû à la respiration est quant à lui compensé par une apnée volontaire du patient. En imagerie par résonance magnétique, des "échos-navigateurs" donnant la position du diaphragme sont utilisés pour réaliser une compensation active. Cette méthode est développée dans le chapitre 4.

L'utilisation de ces méthodes de compensation et l'apparition des scanners à tomographie axiale calculée (CT-scan) de 3ème génération, ont permis d'atteindre une résolution temporelle de 125 ms par interpolation [Becker00]. Ces scanners reconstruisent l'image d'un volume au moyen de la totalité de ses projections. Dans la pratique, les projections sont obtenues par une source à rayons X qui tourne autour du patient en même temps que des capteurs chargés de mesurer l'intensité des rayons X après leur passage à travers le corps du patient (figure 1.16).

La détection des sténoses nécessite toujours l'injection d'un produit de contraste de la même manière que pour l'angiographie classique et n'est donc pas tout à fait non-invasive. Achenbach *et al.* ont à la fois expérimenté l'EBCT (une version onéreuse du scanner où la source X est déplacée électroniquement) en 1998 et le CT-scan en 2001 pour la détection des sténoses aiguës [Achenbach98, Achenbach01]. Vis-à-vis de l'angiographie traditionnelle, environ 90% de ces sténoses sont détectées mais 25% des patients ne sont pas diagnostiquables. La présence de dépôts calciques, opaques aux rayons X, et les artefacts dus au mouvement (apnée imparfaite, rythme cardiaque élevé) sont les premières causes d'échec du diagnostique.

A l'heure actuelle, la résolution des scanners ne permet que le diagnostique des portions proximales des artères coronaires. Les images de la figure 1.18 rendent compte de la qualité des images pouvant être obtenues en 2004 à la fois en coupe ou en reconstruction 3D.



FIG. 1.16 – Image d'un scanner tomographique spiralé. L'acquisition est continue pendant que la table fait avancer lentement le patient dans le plan d'acquisition.

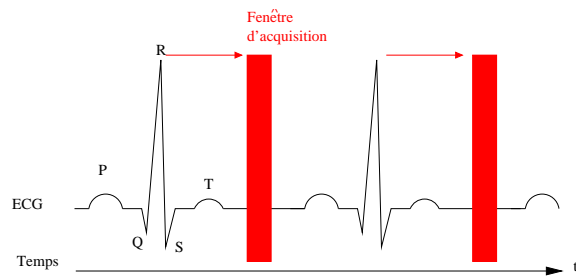


FIG. 1.17 – Principe d'acquisition rétrospectif par synchronisation avec l'ECG (*gating*). Une fenêtre d'acquisition de quelques 100 ms est ouverte pendant la diastole.



FIG. 1.18 – Angiographie par scanner tomographique avec injection d'un produit de contraste en présence d'un sténose de l'artère IVA. Ces images correspondent au même patient ayant subi une angiographie classique à la figure 1.15. (source : [Achenbach01])

Des travaux récents s'intéressent à la caractérisation des éléments constitutifs de la plaque d'athérome afin de définir plus précisément les risques. Il apparaît que le gradient de couleurs de l'image scanner peuvent être reliés à des dépôts lipidiques, fibreux ou calcaires [Schroeder01].

L'angiographie par imagerie à résonance magnétique nucléaire

L'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM) est à l'origine de 2 prix Nobel de médecine. Elle permet de réaliser en un seul test l'analyse anatomique, métabolique et fonctionnelle du cœur et des artères coronaires [vanderWall95] et ce sans radiation ionisantes, contrairement aux scanners tomographiques.

Le principe de formation des images IRM est complexe et l'on trouvera en ligne l'excellent ouvrage de Joseph P. Hornak sur le sujet [Hornak04]. En résumé, le principe repose sur la résonance magnétique du proton. Le patient est soumis à un champ magnétique puissant (supérieur à 1,5 Tesla) qui aligne les spins des protons (que l'on peut assimiler à de petits aimants) dans le sens du champs. Une aimantation longitudinale parallèle au champs est alors présente dans les tissus. Sous l'effet d'une excitation par un signal radio à des fréquences de l'ordre du mégahertz, certains spins se retournent faisant disparaître l'aimantation longitudinale et apparaître une aimantation transverse par synchronisation des spins. Lorsque l'excitation cesse, l'aimantation transversale décline de manière exponentielle avec une constante de temps T_2 . On parle de relaxation transversale. De la même manière, sous l'effet des interactions avec le milieu, l'aimantation longitudinale réapparaît avec une constant de temps T_1 . Les tissus sont alors identifiés par la mesure des temps de relaxation T_1 et T_2 , enregistrés par une antenne qui convertit les déplacements de l'aimantation en signaux électriques.

Les premières angiographies IRM avec diagnostics des sténoses coronaires proximales sont communément attribuées à W.J Manning, avec l'aide de R. Edelman, qui a fortement contribué aux méthodes avancées de compensation du mouvement cardiaque [Manning93]. Plus récemment, Kim *et al* ont utilisé, en plus du *gating* cardiaque, la méthode des *écho-navigateurs* permettant au patient de respirer librement pendant l'acquisition. De cette étude, il ressort que 41% des patients recommandés pour une angiographie ne présentaient pas de sténose effective. Le taux de détection des sténoses est de 78% avec 16% de patients non-diagnostiquables, du à une image inexploitable (incomplète ou floue) [Kim01]. Les possibilités de caractérisation des tissus, propres à l'IRM, ont également été expérimentées avec d'excellentes performances sur des plaques d'athéromes au niveau de la carotide [Shinnar99]. Cependant, cette dernière expérience, réalisée sur des section d'artères bien plus large que les coronaires, souligne la faiblesse de la résolution spatiale (supérieure à 0,7 mm³) de l'IRM et son faible rapport signal-à-bruit.

L'IRM reste cependant la modalité d'avenir de l'imagerie par son caractère totalement non-invasif et ses possibilités d'imagerie. Le tableau 1.3 présente un récapitulatif et comparatif des performances de chacune des modalités d'imagerie pour la détection des sténoses. Ces nouvelles méthodes d'imagerie ont introduit le concept de compensation du mouvement cardiaque et respiratoire nécessaire à l'intégration de l'image.



FIG. 1.19 – A droite, le cœur d'un scanner IRM : une bobine supraconductrice refroidie par hélium liquide permettant l'obtention d'un champ magnétique intense. A gauche, une antenne IRM bi-directionnelle adaptée à l'imagerie du thorax ; elle sert à la fois d'excitateur et de récepteur du signal de résonance. (source : GM Medical Care)

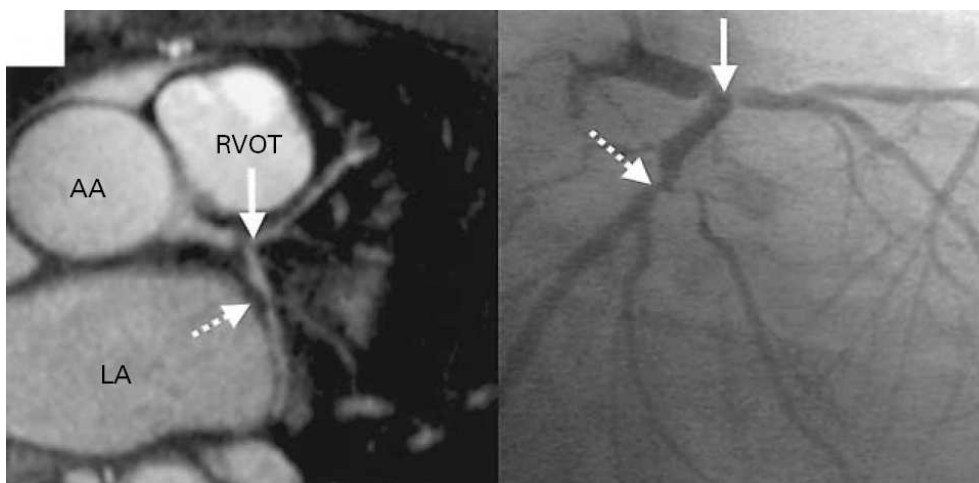


FIG. 1.20 – A droite : angiographie obtenue par imagerie à résonance magnétique mettant en évidence deux sténoses coronariennes. A gauche : angiographie classique de contrôle. (source : [Kim01])

	Angiographie	CT scanner	EBCT scanner	IRM
Résolution spatiale (mm)	0,1×0,1×0,1	0,3×0,3×1,2	0,3×0,3×3,00	0,7×1,0×1,5
Résolution temporelle (ms)	17	125-250 ²	50-100	60-120 ²
Dose de radiations (mSv)	3,3	3,9-5,8	1,7	0.0
Injection d'un produit de contraste	oui	oui	oui	non
Analyse de la composition de la plaque	non	oui	oui	oui
Taux de détection des sténoses (%)	100 ¹	85	92	78
Complications opératoires (%)	1.73	≈ 0	≈ 0	≈ 0
Taux de diagnostique impossible (%)	0 ¹	30	25	16
Références bibliographiques	[Umetani96] [Schroeder01]	[Achenbach01]	[Achenbach98]	[Kim01] [Shinnar99]

TAB. 1.3 – Comparaison des modalités d'imagerie pour la détection des sténoses coronaires et de la plaque pour l'angiographie classique invasive, le scanner tomographique (CT-scan), le scanner à faisceau d'électrons (EBCT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Notes : 1. Taux de détection de 100% car l'angiographie sert de référence. 2. Résolution temporelle obtenue après reconstruction de l'image obtenue sur plusieurs battements cardiaques.

1.3 La revascularisation chirurgicale

A la suite d'un infarctus ou en présence d'une angine de poitrine, une opération chirurgicale de revascularisation peut s'imposer afin de prévenir un autre accident. Deux méthodes chirurgicales dominent très largement dans ce processus de revascularisation : l'angioplastie et le pontage coronarien. Le nombre de sténoses, leur localisation, la probabilité de resténose, l'état physique générale du patient sont autant de paramètres dictant le choix de l'une ou l'autre des méthodes. L'angioplastie a l'intérêt d'être une approche mini-invasive mais présente des résultats à long terme inférieurs au pontage coronarien [Hoffman03].

En complément des méthodes chirurgicales, une diète est prescrite, accompagnée d'une médication quotidienne d'anti-thrombotique et d'hypolipidémiant, dans le but de diminuer le taux de cholestérol dans le sang. L'héparine en particulier est une substance qui rentre dans ce cadre et qui réduit d'un facteur 5 le risque de mortalité [Engelberg56].

1.3.1 L'angioplastie coronarienne transluminale

L'angioplastie coronarienne est une méthode de revascularisation au succès grandissant depuis une bonne décennie. A tel point que dès 1992, le nombre d'angioplastie a atteint le chiffre de 399.000 contre 309.000 pontages coronariens dans l'année aux États-Unis [Krumholz97].

L'angioplastie est une approche héritée directement de l'angiographie, où le cathéter est utilisé pour amener au point de sténose un outil pour déboucher l'artère. Le ballon est l'outil le plus utilisé. Dégonflé et monté sur un guide, il est amené au moyen du cathéter jusqu'au centre de l'occlusion. Sa dilatation par gonflage écrase alors la plaque d'athérome, permettant la réouverture de l'artère (figure 1.21).

Cette méthode non-invasive appliquée seule présente cependant des risques de resténose importants : dans 30% à 50% des cas la sténose réapparaît dans les six mois. La pose d'un stent est ainsi devenue courante, permettant de réduire de 30% le risque de resténose [Hårdhammar96]. Le stent est un petit ressort métallique posé sur le ballon qui, une fois dilaté, reste définitivement en position pour maintenir l'artère ouverte (figure 1.22). L'adjonction d'un substrat actif d'héparine sur le stent diminue le risque de thrombose par réaction cellulaire avec ce corps étranger.

Il existe d'autres outils que le ballon pour réaliser l'angioplastie. On citera l'athérectomie par ablation rotationnelle. Elle consiste à utiliser une fraise abrasive au bout du guide pour réduire la plaque en infimes particules qui seront évacués par le flux sanguins. A l'heure actuelle, cette méthode est souvent utilisée en combinaison avec un ballon mais les résultats à long-terme sont inférieurs à ceux de l'angioplastie classique [vomDahl02].

Les complications et limitations de l'angioplastie

L'angioplastie présente l'intérêt d'être mini-invasive : elle ne nécessite qu'une incision au niveau de l'artère fémorale. Elle n'est cependant pas sans risques de complications sérieuses. En plus des complications que la méthode partage avec l'angiographie, l'utilisation du ballon présente en particulier un risque d'occlusion aiguë de l'artère coronaire [Balduf02, deFeyter91]. Ainsi, de Feyter *et al.* relèvent que l'occlusion de l'artère survient dans 7% des patients opérés. Parmi ceux-ci, 30% nécessitent un pontage coronarien d'urgence et 6% des patients meurent de cette

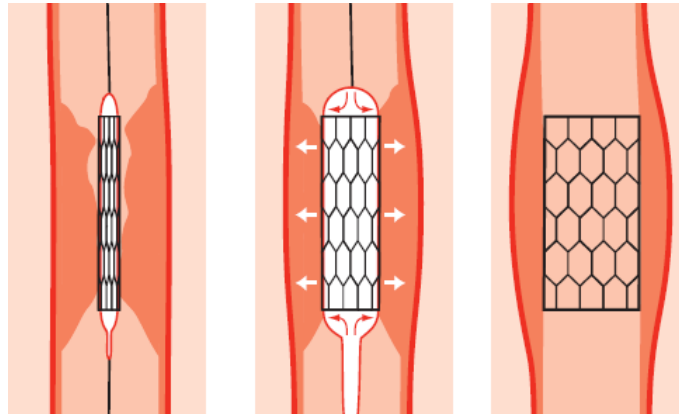


FIG. 1.21 – Principe de l'angioplastie avec pose d'un stent. 1_ Un ballon équipé d'un stent est amené au lieu de la sténose. 2_ Le gonflage du ballon écrase la plaque et rouvre l'artère. 3_ Le stent déplié reste en place pour éviter un resténose.

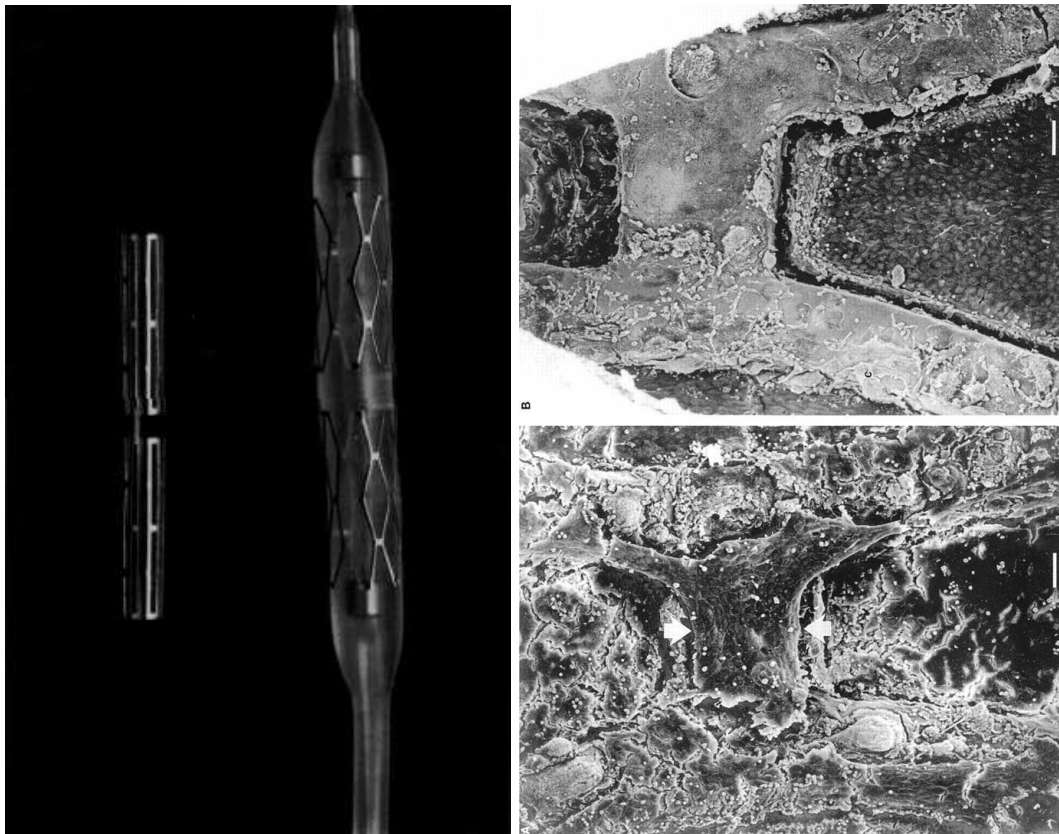


FIG. 1.22 – A droite : Micro-photographie d'un stent seul et posé sur un ballon dilaté d'angioplastie. A gauche : Image microscopique d'une intersection d'un stent cinq jours après l'implantation. En bas : Stent nu recouvert de cellules endothéliales et de leucocytes. En haut : Stent couvert d'un principe actif à base d'héparine avec absence d'activation cellulaire. Barre d'échelle : 57 μm . (Source : [Ellis92, Hårdhammar96])

complication.

Les résultats de larges études comparatives sur l'efficacité de l'angioplastie et du pontage coronarien semblent pencher en faveur du pontage coronarien qui présente un taux de mortalité à 5 ans inférieur de 2% et surtout une répétition plus faible du nombre de procédures de revascularisation [Hoffman03]. Le phénomène de resténose, bien qu'atténué grâce à la pose de stents, est une cause d'angioplasties répétées, ce qui en fait une limitation majeure.

1.3.2 Le pontage coronarien sous CEC

Le pontage coronarien est désormais une technique fortement éprouvée. Le guide du pontage coronarien édité en 2004 par la collègue américain de cardiologie présente, à partir de nombreuses études, une importante synthèse des techniques et statistiques liées à l'opération [Eagle04]. Ainsi, le taux de survie à un pontage coronarien est de 92% sur 5 ans et de 81% sur 10 ans. Le document détaille également les taux des diverses complications sur lesquelles nous reviendrons ultérieurement.

Le pontage coronarien avec utilisation d'une circulation extra-corporelle est actuellement la technique de référence pour la revascularisation chirurgicale. Sur le principe, il consiste en une greffe d'un vaisseau sanguin en aval du point d'occlusion de l'artère pour rétablir une irrigation sanguine normale du cœur. La réalisation de la suture, permettant la jonction et l'étanchéité entre le greffon et l'artère coronaire, est l'opération la plus délicate. L'apparition de la CEC avec la machine de Gibbon en 1956 est la technique qui a réellement permis le développement des divers techniques du pontage coronarien, tel que l'utilisation de la veine saphène en 1960 et de l'artère mammaire interne en 1975 [Tendolkar03].

L'anastomose : veine saphène ou artère mammaire ?

L'anastomose désigne une connexion entre deux organes mais est majoritairement employée pour indiquer une connexion entre deux vaisseaux sanguins. L'anastomose entre l'artère coronaire et le greffon est réalisée par une suture. Elle constitue le point délicat de l'opération à cause de la petite taille de l'artère, la présence de plaque d'athérome et surtout la calcification des artères qui rend difficile l'obtention d'une suture étanche.

Les greffons utilisés sont des vaisseaux redondants, dans le sens où l'organisme peut compenser leur perte et assurer une irrigation correcte des organes qu'ils irriguaient préalablement. Deux types de greffons sont majoritairement utilisés pour la pontage (figure 1.23) :

- **la veine saphène.** Prélevée au niveau de la jambe, elle est utilisée pour réaliser un pontage aorto-coronarien. Son utilisation comme dérivation sanguine nécessite deux anastomoses : une première directement sur l'aorte et une seconde en aval du point d'occlusion de l'artère coronaire.
- **l'artère mammaire interne.** Cette artère redondante se situe tout près du cœur et prend sa source non loin de la base de l'aorte. Contrairement à la veine saphène, l'artère mammaire reste accrochée à l'aorte, seule l'autre extrémité est détournée et suturée sur l'artère coronaire pour rétablir une circulation sanguine.

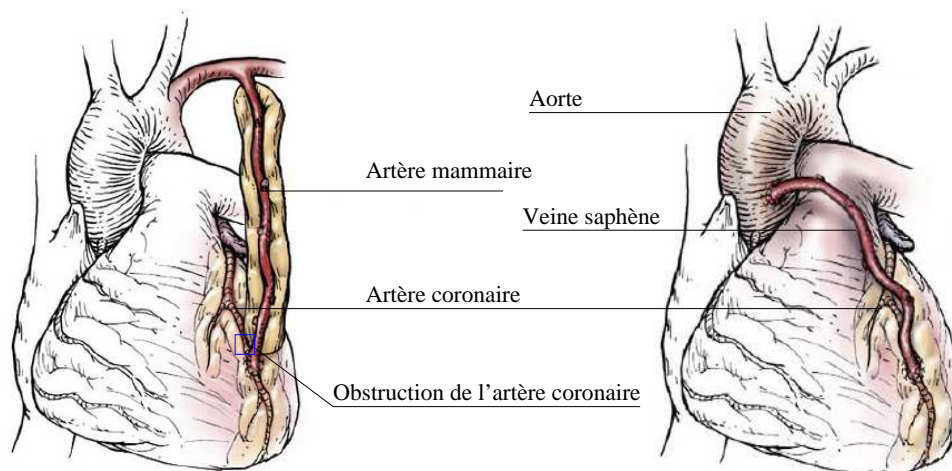


FIG. 1.23 – Illustration des deux principaux greffons pour le pontage coronarien. A gauche : utilisation d'une artère mammaire interne. A droite : greffe d'une veine saphène prélevée sur la jambe entre l'aorte et l'artère coronaire.

Les greffons ne sont pas égaux face au pontage coronarien. Les études récentes semblent privilégier, en premier choix, l'utilisation des deux artères mammaires plutôt que de la veine saphène. En effet, cette approche présente d'excellents résultats sachant qu'après 10 ans trois quarts des veines saphènes sont bloquées ou malades alors que 90% des artères mammaires sont toujours saines [Naik03]. Tout d'abord attribué à un phénomène d'*artérialisation* d'un vaisseau veineux adapté à de basses pressions sanguines, l'épaississement rapide des parois est la conséquence de l'apparition précoce de thrombus concentriques (73% des cas) dans la veine, qui favorise le développement de l'athérosclérose [Bulkley77].

La sternotomie et la circulation extra-corporelle

La sternotomie et la mise en place d'une circulation extra-corporelle sont des moyens pour un but, qui est la réalisation de l'anastomose entre l'artère bouchée et le greffon. La sternotomie médiane est le mode privilégié pour un accès direct (*open heart surgery*) et facile à l'ensemble du cœur, y compris la face postérieure. Elle est préconisée pour toutes les chirurgies cardiaques : le pontage, le remplacement de la valve mitrale ou le traitement des maladies congénitales. Elle consiste à découper le sternum en son milieu à la scie oscillante avant la mise en place d'un écarteur sternal. L'écarteur sternal (figure 1.24 droite) force l'écartement du sternum et le maintien en place. En fin d'opération, les deux hémis-sternums sont ligaturés par du fil d'acier pour assurer la ressoudage de l'os, tandis que les tissus sont suturés. Des drains sont mis en place à travers la paroi thoracique afin de nettoyer et d'évacuer les liquides de la plaie (pus, sang...) et d'éviter une infection (figure 1.25).

La mise au point d'une machine de Circulation Extra-Corporelle a occupé 20 années de la vie de J.H. Gibbon (1903-1973). Cette machine, conçue initialement pour traiter les embolies pulmonaires, a ouvert un pan entier de la chirurgie thoracique [Fou97]. Grâce à la CEC, il est possible d'opérer un cœur au repos, sans circulation sanguine, de manière très précise. Le principe de la CEC est résumé sur le schéma 1.26 et consiste en :

- la mise en place d'un cathéter veineux et aortique permettant de dériver la circulation au

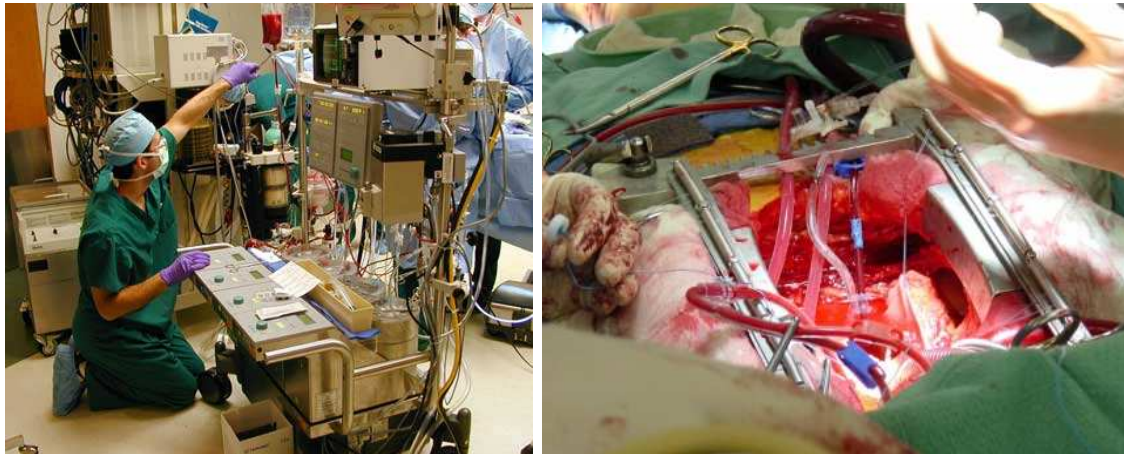


FIG. 1.24 – Le champ opératoire lors d'un pontage coronarien sous Circulation Extra-Corporelle. A gauche : l'imposante machinerie de la circulation extra-corporelle et son médecin spécialisé. A droite : le champs opératoire avec l'écarteur sternal métallique, permettant un accès au chirurgien et à l'ensemble des tubes de la CEC

niveau du cœur.

- **une machine cœur-poumon artificiel** qui assure les fonctions de circulation du sang et d'oxygénation (les poumons sont également court-circuités pas la CEC).
- **le clampage de l'aorte** consistant à fermer l'aorte juste au-dessus des sinus coronariens afin d'isoler les artères coronaires de toute irrigation sanguine.
- **l'injection d'une solution cardioplégique** qui stoppe le cœur et assure sa protection pendant la CEC.

La CEC ne peut être réalisée sans une protection adaptée. En effet, l'absence d'irrigation sanguine dans les artères coronaires a le même effet qu'une attaque cardiaque. Le myocarde entre en ischémie et risque l'infarctus. Afin d'assurer sa protection, une solution cardioplégique, généralement hypothermique (27°C) et saturée en potassium, est utilisée afin de stopper rapidement les pompes ioniques et d'arrêter ainsi l'activité électrique du cœur. Cette solution permet de réduire l'ischémie (manque d'oxygène) en réduisant la consommation énergétique des cellules du myocarde [Schaff78]. Les techniques actuelles de cardioplégie utilisent des reperfusions périodiques de sang oxygéné et de potassium afin d'assurer une meilleure protection du myocarde pendant l'intervention.

Les complications de la chirurgie cardiaque

Les décès post-opératoires en hôpital suite à un pontage coronarien sont évalués chez les moins de 50 ans à 1,1% chez les hommes et à 3,4% chez les femmes [Vaccarino02]. Le pourcentage plus élevé chez les femmes s'explique par le fait qu'elles sont moins nombreuses à souffrir d'affections cardiaques mais, que lorsqu'elles sont atteintes, elles le sont plus gravement.

D'après le rapport du collègue américain de cardiologie, on peut distinguer trois types de complications [Eagle04] :

- **La médiastinite dans 1 à 4 % des cas.** Cette infection bactériologique du médiastin et de la plaie lors de la sternotomie est associée à un taux de mortalité de 25%. L'étude de Klesius *et*



FIG. 1.25 – La sternotomie médiane. A gauche : fermeture des deux hémisternums après sternotomie par des ligatures de fils d'aciers. A droite : suture des tissus et mise en place de drains afin de nettoyer et d'évacuer les pus et autres liquides afin d'éviter l'infection.

al. rapporte une occurrence de 0,2% de l'affection avec un taux identique de mortalité à 25% [Klesius04]. Une durée importante de l'opération et la dissection des deux artères mammaires pour le pontage sont des facteurs favorisant l'apparition d'une médiastinite.

- **Le dysfonctionnement d'organes tels que le rein dans 7% des cas.** Il est associé à une mortalité de 63% des patients lorsque la mise en place d'une dialyse est nécessaire. La défaillance de plusieurs organes, qui survient dans 11% des cas, est associée à 41% de décès dans l'étude de [Laffey02]. La cause des complications est à chaque fois majoritairement attribuée à la CEC. Une réponse inflammatoire disproportionnée du sang au contact de la CEC, le clampage de l'aorte, le risque de micro-embolie gazeuse et la reperfusion sont autant de causes liées à la CEC.
- **Les complications neurologiques dans 6% des cas.** En particulier, dans 3,1% des cas la complication est aggravée par un accident cérébro-vasculaire dont le taux de mortalité est de 15%. Cet accident est associé à une embolie pouvant être provoquée par le clampage de l'aorte lors de la CEC. La manipulation d'une aorte souffrant d'athérosclérose est souvent corrélée avec la présence de débris d'athérome et de plaque calcaire dans la circulation cérébrale du patient. Des taux de complication neurologiques semblables sont rapportés dans [Roach96]. Cette analyse montre ainsi que la sternotomie et la circulation extra-corporelle sont les causes majeures des complications et de la mortalité post-opératoire du pontage coronarien sous CEC.

1.3.3 Une révolution : la chirurgie à cœur battant mini-invasive

Depuis 30 années, la CEC s'est imposée comme un cadre standard pour le pontage coronarien. Pourtant, les complications graves liées à son utilisation ont amené certains chirurgiens à envisager de nouvelles techniques de soins. Ainsi depuis une vingtaine d'années, des techniques ont été développées pour ne plus immobiliser le cœur entier mais juste la zone de l'artère obstruée afin d'y réaliser l'anastomose. Le concept de chirurgie à cœur battant ou *off-pump* était né.

La stabilisation mécanique du cœur

Les précurseurs de la chirurgie à cœur battant sont Benetti et Buffalo, deux chirurgiens sud-américains qui ont utilisé des points de sutures à proximité de la zone d'anastomose afin d'ancrer et de stabiliser localement l'épicarde. L'utilisation manuelle d'une pince chirurgicale achève

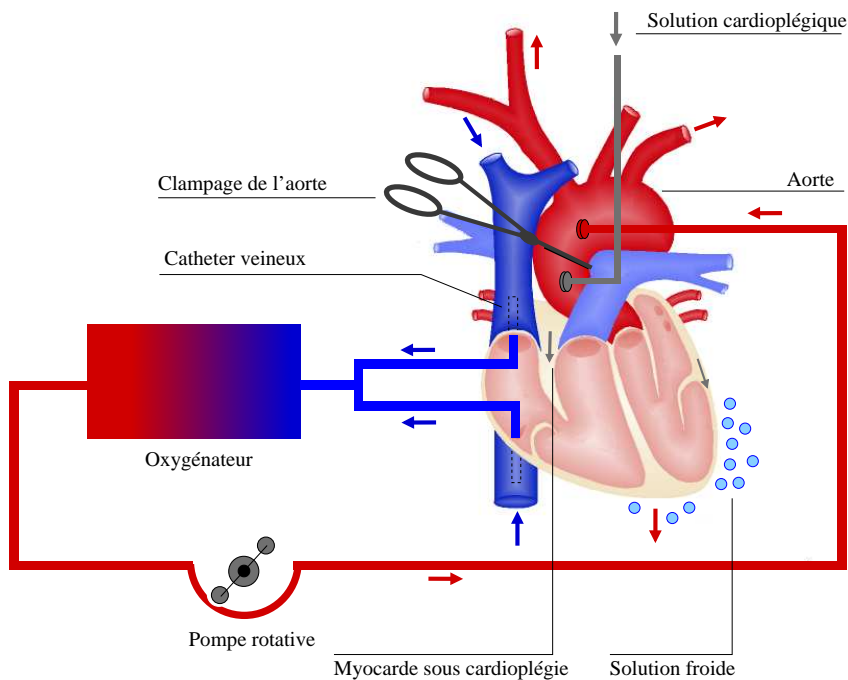


FIG. 1.26 – Principe de la circulation extra-corporelle

de stabiliser la zone par pression.

Avec l'intérêt timide mais grandissant pour cette approche, de nombreux systèmes similaires et commerciaux de stabilisation cardiaque sont apparus. On distingue des systèmes par succion ou par pression (figure 1.27) :

- l'Octopus est un stabilisateur par succion de la société Medtronic. Une pompe à vide permet de créer une dépression de 400 mmHg sur la tête du stabilisateur pour réaliser une préhension du tissu tandis que le corps de l'Octopus est rigidifié dans la position désirée. Le mouvement résiduel de l'épicarde après stabilisation est de 0,22 à 0,81 mm dans le plan frontal et de 0,5 à 2,6 mm dans le plan sagittal [Cattin04].
- le stabilisateur de Guidant-CTS utilise une simple pression locale pour stabiliser la zone d'intérêt. Une réduction de 70% du mouvement cardiaque avec un mouvement résiduel de $1,5 \text{ mm} \pm 0,1$ est rapportée dans [Shennib97].

Les performances de ces deux stabilisateurs comparées en divers points de l'épicarde révèlent des mouvements résiduels similaires de 1 à 1,5 mm [Lemma05]. L'étude de Detter *et al.* souligne cependant que l'Octopus permet un accès plus facile aux vaisseaux grâce à la flexibilité variable de son bras et constitue le stabilisateur de choix pour la revascularisation de la paroi postérieure. Comparé au stabilisateur avec pression *Immobilizer* de la société Genzime, le mouvement résiduel de l'Octopus dans le plan frontal est supérieur à celui de l'Immobilizer ($427 \mu\text{m}$ contre $109 \mu\text{m}$) [Detter02]. Ces études ne considèrent malheureusement pas l'impact physique de la stabilisation sur le myocarde. L'Octopus cause notamment de sérieux hématomes à la surface du myocarde dus à la succion.

La difficulté d'accès à la paroi postérieure du cœur est une limitation qui fait que l'opération



FIG. 1.27 – Les deux grandes catégories de stabilisateur cardiaque : par succion et par pression. (Source : site web de la société Guidant)

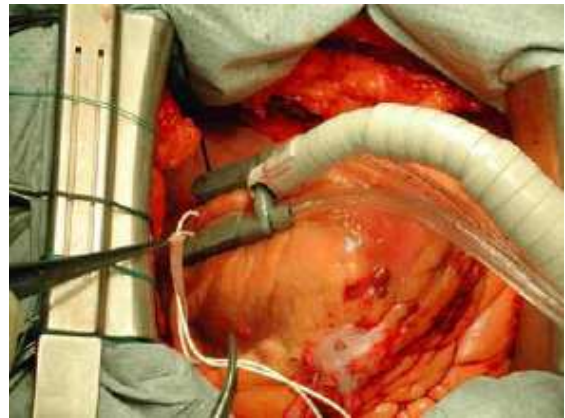


FIG. 1.28 – Le stabilisateur cardiaque par succion, Octopus, en place lors d'une anastomose sur l'artère IVA. Le bras en blanc de l'Octopus est rigidifiable et solidaire de l'écarteur sternal.

classique avec CEC est parfois préférable. Des solutions ont cependant été proposées comme un système de succion spécial (le Starfish de Medtronic), ou un jeu de sutures et de fils chirurgicaux utilisant le sac péricardique pour soulever l'ensemble du cœur et accéder à la paroi postérieure. Cette opération est cependant délicate, l'extraction du cœur de la cage thoracique introduisant une ischémie du cœur dans cette position inhabituelle et une diminution de la pression sanguine [Dzwonczyk05].

Le cœur battant face à la CEC

Les premières études sur les pontages à cœur battant montrent des taux de complications égaux ou inférieurs à ceux du pontage coronarien classique sous CEC. Ainsi Benetti *et al.* ont réalisé en 1996 une série de pontages coronariens à cœur battant dans laquelle la sternotomie était remplacée par une thoracotomie : une incision de 8 cm entre deux côtes. Une caméra endoscopique était utilisée pour visualiser l'artère mammaire (figure 1.29) alors qu'un stabilisateur par pression permettait l'anastomose. Aucune complication d'origine non-cardiaque telles que les complications neurologiques ou médiastinites n'a été déplorée. Le taux de mortalité a été de 2,3% [Benetti96].

De manière semblable, Jansen *et al.* sont les premiers à présenter une étude statistiquement significative (100 patients) sur le pontage coronarien avec utilisation d'un Octopus. L'accès au cœur était réalisé soit par sternotomie médiane soit par une approche mini-invasive utilisant une thoracotomie (figure 1.30). Le taux de non-obstruction de l'anastomose à six mois est de 95%. Parmi les complications, on relève l'infarctus de myocarde chez 4% des patients ; 2% des patients ont nécessité le recours à la CEC et 3% d'entre eux, destinés à une thoracotomie mini-invasive, ont du être convertis en sternotomie [Jansen98].

Les résultats de ces premières expériences ont montré des taux de complications inférieurs ou égaux à ceux de la chirurgie requérant l'usage de la CEC [Berdat04]. L'impact réel de la chirurgie



FIG. 1.29 – L'expérience de pontage coronarien utilisant un stabilisateur par pression proposée par Benetti : une thoracotomie et une caméra endoscopique pour visualiser l'artère mammaire. (Source : [Benetti96])

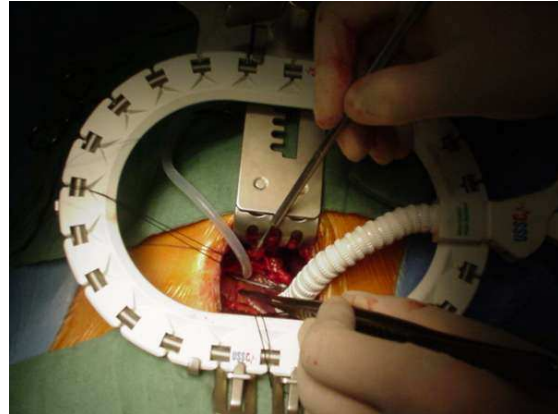


FIG. 1.30 – Anastomose mini-invasive à cœur battant. L'accès au cœur est réalisé par une thoracotomie entre deux côtes. (Crédit photo : Hôpital ERASME Bruxelles)

à cœur battant sur les risques de complications nécessitera encore plusieurs années avant d'être clairement établi. Cependant, quelques tendances apparaissent déjà :

- Les complications neurologiques sont plus faibles en chirurgie à cœur battant. Les études de [Patel02, Diegeler00] soulignent que le risque de micro-embolisation et de complications neurologiques sont plus faible pour le cœur battant que la CEC (1,6% contre 0,4%). Certaines études rapportent cependant des résultats moins favorables [Van Dijk02].
- Le temps d'hospitalisation est un peu plus court sans l'usage de la CEC [Boyd99, vanDijk01].
- Le risque d'infarctus myocardiale post-opératoire est plus faible avec une stratégie à cœur battant où l'ischémie cardiaque est locale et temporaire contrairement à l'ischémie globale de la CEC. L'hypothèse est formulée que la solution cardioplégique destinée à protéger le cœur lors de la CEC ne se diffuse pas suffisamment dans l'organe [Berdat04, Czerny00].
- L'opération à cœur battant est moins coûteuse que son équivalent sous CEC de 1000\$ canadiens [Boyd99, Ascione99].

Le cœur battant et le pontage coronarien totalement endoscopique.

Les techniques chirurgicales laparoscopiques ou endoscopiques consistent à opérer en insérant les outils et une caméra endoscopique à travers de petites incisions dans l'abdomen et le thorax du patient (voir l'historique de la robotique chirurgicale dans le chapitre suivant). Outre un intérêt esthétique grâce à la discrétion des cicatrices, la chirurgie endoscopique a déjà montré, dans le cadre de l'ablation de l'appendice, qu'elle permet de réduire le séjour hospitalier et le risque d'infection en contrepartie d'une durée plus longue de l'opération (60 min au lieu de 40) [Pedersen01]. Cependant, après des premières tentatives d'opération cardiaque, cette technique a d'abord été abandonnée tant il était impossible de réaliser de manière endoscopique une suture correcte sur l'artère coronaire en manipulant à la main les outils endoscopiques [Shennib99].

L'apparition des premiers robots de téléopération endoscopique (figure 1.31) et la mise au point à l'université de Standford du système HeartPort [Schwartz96] permettant de réaliser une CEC de manière mini-invasive avec la même protection myocardiale, ont permis le premier pontage

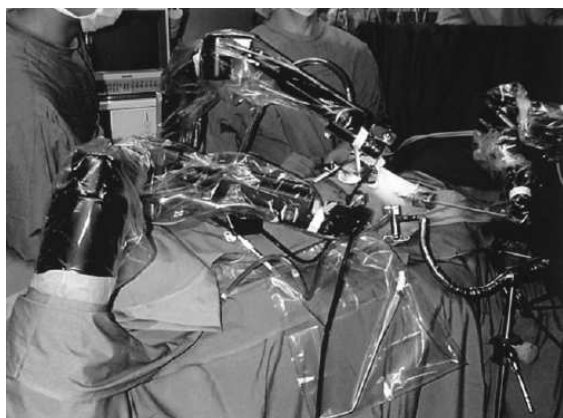


FIG. 1.31 – Le robot de chirurgie endoscopique Zeus lors d'un pontage coronarien avec un stabilisateur endoscopique par pression visible a droite de la figure. (Source : [Boehm99])



FIG. 1.32 – Le patient 7 jours après un pontage coronarien à cœur battant totalement endoscopique. (Source : [Kappert01])

totalemment endoscopique sur cœur arrêté. Sur quatre patients, deux ont ainsi été opérés de manière totalement endoscopique à l'aide d'un robot Da Vinci tandis que les deux autres ont subi une conversion sous la forme d'une chirurgie classique [Loulmet99].

Fort de ce premier résultat, Kappert *et al.* utilisent un stabilisateur endoscopique pour réaliser cette fois un pontage coronarien à cœur battant totalement endoscopique (figure 1.33 et 1.34). Sur les 56 patients destinés à subir cette opération, 33% ont été convertis en pontage coronarien mini-invasif via thoracotomie comme présenté précédemment [Kappert01]. De manière semblable, lors d'essais réalisés récemment, seules deux opérations sur 13 ont pu être réalisées de manière totalement endoscopique avec un stabilisateur [Loisance05]. Dans les 11 autres cas, la suture a été faite manuellement après conversion en une sternotomie complète. La difficulté de réaliser de manière reproductible une suture robotisée et la stabilisation locale de l'épicarde sont les causes principales d'échec.



FIG. 1.33 – Un stabilisateur cardiaque endoscopique par pression. (Source : [Mohr01])

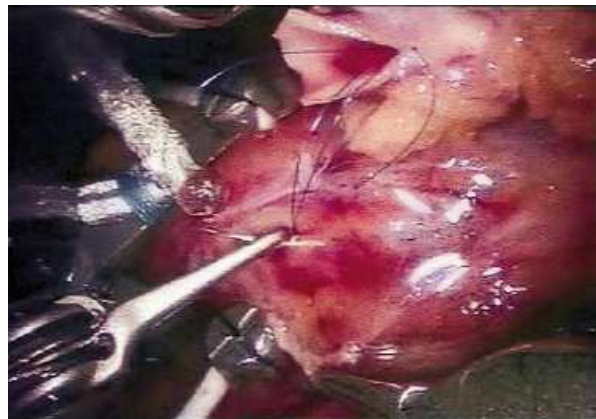


FIG. 1.34 – L'image endoscopique d'une anastomose sur cœur battant. (Source : [Mohr01])

Robotique médicale et chirurgie cardiaque

2.1 La robotique médicale

Les premiers robots médicaux sont apparus au début des années 80. Ils étaient principalement des adaptations de robots industriels au domaine médical. Mais très vite est apparue la nécessité de développer des structures mécaniques dédiées adaptées aux contraintes fortes de l'environnement médical à savoir : la sécurité, la stérilité et la compacité.

Depuis quelques années, la robotique médicale suit une très forte évolution. Quelques expériences-phare relayées par les médias telles que la téléopération depuis New-York sur une patiente à Strasbourg [Marescaux01] ont contribué à susciter cette vague d'engouement en faisant prendre conscience non seulement au grand public mais également aux médecins et aux chercheurs des possibilités innombrables qu'offrent les nouvelles technologies lorsqu'elles sont au service de la médecine.

Cette thématique a désormais atteint une certaine maturité qui rend possible la parution de travaux de synthèse visant à établir une classification des systèmes existants [Dario96, Casals98, Joskowicz01]. Dans [Troccaz00], J. Troccaz propose une classification en fonction de la façon dont le chirurgien interagit avec le système :

– **Les systèmes de guidage passifs**

Ces systèmes sont des systèmes mécaniques articulés dépourvus d'actionneurs mais permettant de mesurer les mouvements du chirurgien. Ces mesures sont utilisées pour fournir au chirurgien une information complémentaire sur son geste ce qui lui permet de corriger sa trajectoire le cas échéant.

– **Les systèmes de guidage semi-actifs**

Il s'agit de systèmes mécaniques pourvus d'actionneurs qui ont pour seule fonction de contraindre les mouvements de l'instrument suivant des directions définies à l'aide de données préopératoires. Il s'agit de guides mécaniques qui sont positionnés par un robot mais qui laissent au chirurgien la liberté d'exécuter manuellement la tâche utile (comme par exemple le cas d'un guide d'aiguille pour une tâche d'insertion).

– **Les systèmes synergiques**

Dans ce cas, la limitation des mouvements est réalisée par des systèmes purement mécaniques. Il s'agit de guides mécaniques programmables qui sont configurés pour limiter la zone de travail en fonction de données préopératoires. Le système PADyC [Schneider01] est un exemple de système synergique.

– **Les systèmes de téléchirurgie**

Ce sont des systèmes où les robots sont télémanipulés au moyen d'une console. Cette interface est souvent mécanique sous la forme d'un bras passif mesurant les mouvements du chirurgien. Ces mouvements sont ensuite répliqués par un ou plusieurs robots manipulant des instruments de chirurgie.

– **Les systèmes de guidage actifs**

Ce sont les systèmes qui vont le plus loin en terme d'autonomie. Dans ce cas, un geste complet est réalisé automatiquement par le manipulateur sous la supervision du chirurgien. C'est par exemple le cas avec le système ROBODOC [Paul92] qui permet de percer automatiquement à l'aide d'un robot une cavité dans le fémur destinée à accueillir une prothèse.

– **Les systèmes robotiques endocorporels**

Ce sont des robots mobiles miniatures autonomes qui se déplacent à l'intérieur du corps dans un objectif d'inspection, de biopsie ou même d'intervention. Dans ce domaine, les robots qui sont les plus avancés sont ceux destinés à l'inspection du colon de manière à rendre la colonoscopie moins invasive pour le patient [Phee02]. On peut également citer un robot capable de se déplacer sur la surface du cœur [Patronik04].

2.2 La chirurgie endoscopique robotisée

2.2.1 Principe de la chirurgie endoscopique

On désigne ici par chirurgie endoscopique, toute intervention mini-invasive réalisée avec le retour visuel d'un endoscope. Cette chirurgie est appelée chirurgie laparoscopique ou coelioscopique lorsqu'elle est pratiquée dans la région abdominale. Si cette technique est utilisée pour opérer le cœur, on parle plutôt de chirurgie cardiaque mini-invasive.

Cette technique chirurgicale est dite mini-invasive, c'est à dire qu'elle nécessite une ouverture réduite pour réaliser l'opération. En fait, les instruments de chirurgie (voir figure 2.1) sont insérés au travers d'ouvertures dont le diamètre est de l'ordre du centimètre. Le retour visuel est fourni par un endoscope, lui aussi inséré dans une ouverture (voir figure 2.2).

Le nombre d'ouvertures dépend du type d'intervention mais est rarement supérieur à cinq. L'interface entre le corps du patient et l'outil est réalisée par un trocart (voir figure 2.3). Il s'agit d'un objet cylindrique creux inséré dans les ouvertures et qui permet d'introduire les outils ou l'endoscope tout en garantissant une certaine étanchéité. En effet, pour la chirurgie endoscopique abdominale, un gaz sous pression est injecté dans l'abdomen afin de dégager un espace par rapport aux organes. Ce gaz est injecté au niveau d'un trocart. Un système de joint permet de garantir qu'aucune fuite de gaz n'a lieu vers l'extérieur, même en l'absence d'outil dans le

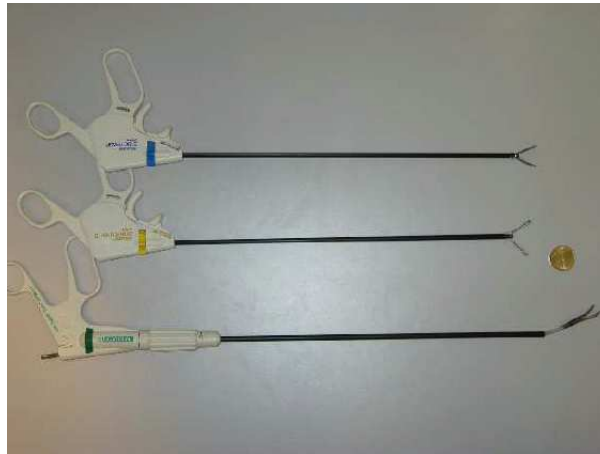


FIG. 2.1 – Photo d’outils de chirurgie laparoscopique.



FIG. 2.2 – Photo d’un endoscope.

trocart.

Lors de ce type d’intervention, le chirurgien est au-dessus du patient et manipule les instruments depuis l’extérieur en contrôlant les mouvements internes des outils grâce à l’image de l’endoscope (figure 2.4). La principale difficulté pour le chirurgien réside dans la coordination entre la main et l’œil qui est inversée dans le cas de la chirurgie laparoscopique : en effet, un mouvement de la main dans une direction provoque un mouvement du bout de l’outil dans la direction opposée dans l’image de l’endoscope.

Ce problème de coordination main/œil peut être résolu en utilisant un système de télémanipulation robotique des outils.

2.2.2 La chirurgie endoscopique robotisée

Les plus grands succès commerciaux de la robotique médicale se sont rencontrés sur des systèmes de télémanipulation pour la chirurgie endoscopique. Dans ce domaine, quatre approches sont possibles dont deux ont débouché sur des produits commerciaux. Le principal problème que doit résoudre la structure mécanique est posé par la contrainte du trocart. En effet, comme il s’agit d’un point fixe, aucun effort latéral ne doit être exercé en ce point par le système robotique. Les solutions proposées sont les suivantes :

– Le poignet passif

Dans ce cas, deux degrés de liberté du poignet du robot médical sont laissés libres. Ainsi, ils se reconfigurent automatiquement en fonction des mouvements des axes actifs du robot pour garantir un effort minimum au niveau du trocart. Cette technique est utilisée par le système Zeus de la société Computer motion (qui a aujourd’hui été rachetée par Intuitive surgical). Le système Zeus est constitué de trois manipulateurs : deux chargés de la télémanipulation des



FIG. 2.3 – Photo de trocars.



FIG. 2.4 – Chirurgie laparoscopique sur un porc à l'IRCAD.

outils et le troisième portant l'endoscope (voir figure 2.6). Ces robots sont pilotés grâce à une console de télémanipulation composée de deux bras maîtres passifs (pas de retour haptique) représentés sur la figure 2.5. Deux axes passifs au niveau du poignet permettent de respecter mécaniquement la contrainte du trocart (voir figure 2.7).

– **Le centre de rotation déporté (RCM)**

La structure mécanique possède un centre de rotation déporté. Elle doit être positionnée de manière à ce que ce centre corresponde avec la position du trocart. Différentes architectures sont utilisées comme par exemple celle figurant sur la figure 2.8 utilisant une structure à base de parallélogramme déformable. Le système Da Vinci de la société Intuitive Surgical, désormais seul acteur commercial restant dans le domaine des robots de chirurgie endoscopique suite au rachat de Computer Motion, est basé sur ce principe. Comme le montre la figure 2.9, les bras esclaves occupent un volume sensiblement plus important que le système Zeus. L'ergonomie de la console de commande (figure 2.10) est meilleure que celle du système Zeus dans la mesure où elle offre la possibilité de commander directement le mouvement de l'extrémité des outils, éliminant de ce fait le problème de la coordination main/œil inversée. De plus, grâce à l'utilisation d'un endoscope stéréo, le chirurgien a une impression de vision en 3D de l'intérieur du corps (figure 2.11).

– **Les robots attachés au patient**

Cette solution consiste à poser un robot miniature directement sur le patient au niveau du trocart. Dans le cas de la chirurgie endoscopique, un tel système peut être considéré comme un trocart actif. Plusieurs projets de ce type ont vu le jour en France ces derniers temps. Celui qui est le plus proche d'un produit commercial est le LER. Le LER (Light Endoscope Robot) [Berkelman03] est un robot porte-endoscope qui garantit la contrainte du trocart grâce à deux axes rotoïdes concourants qui se coupent au niveau du trocart. C'est le même principe avec une structure mécanique légèrement différente qui est utilisé pour le trocart actif du projet MARGE [Dombre04]. Ce système devrait à terme pouvoir restituer au chirurgien les efforts de contact de l'instrument avec les organes.

– **Les robots redondants**

L'utilisation d'une structure mécanique redondante permet de garantir la contrainte du trocart en utilisant les degrés de mobilité supplémentaires du manipulateur. Le point fixe du trocart est garanti par une loi de commande. Celle-ci peut se baser par exemple simplement sur le modèle cinématique du système [Michelin02]. Il est également possible d'utiliser une mesure de l'effort au niveau du trocart conjointement avec une loi de commande assurant un effort nul à ce niveau [Krupa02].

2.3 Les asservissements visuels et la robotique médicale

La chirurgie laparoscopique robotisée est un domaine d'application idéal pour les asservissements visuels. En effet, l'endoscope ayant en permanence dans son champ de vision les instruments et l'objet d'intérêt, on est dans la configuration typique *eye to hand* ou «caméra déportée».

Les premiers systèmes asservis par vision ont porté sur le positionnement automatique du robot porte-endoscope : dans [Taylor95], Taylor *et al.* proposent un système capable de centrer automatiquement une structure anatomique dans l'image de l'endoscope tandis que dans [Casals96],



FIG. 2.5 – Console de télémanipulation du système Zeus.



FIG. 2.6 – Robots de télémanipulation du système Zeus.

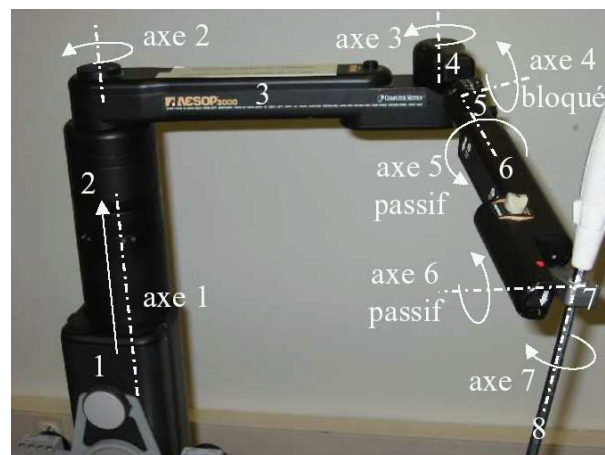


FIG. 2.7 – Cinématique des robots Aesop et Zeus.

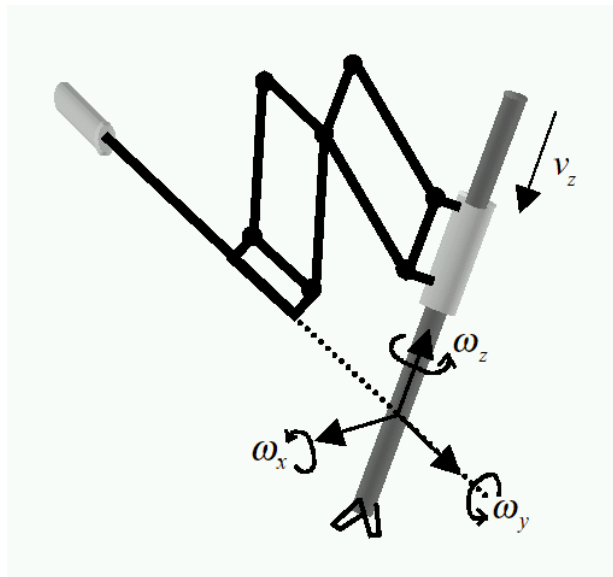


FIG. 2.8 – Cinématique de type RCM.

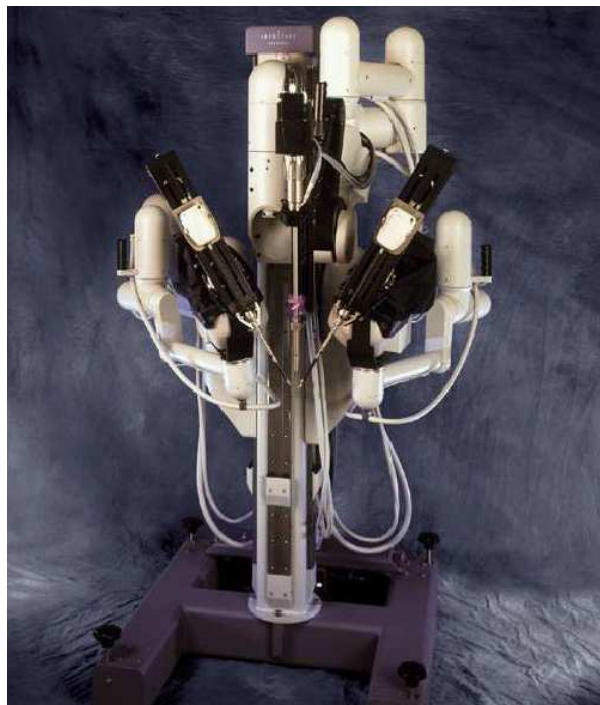


FIG. 2.9 – Système Da Vinci : robots esclaves.



FIG. 2.10 – Système Da Vinci : console maîtresse.

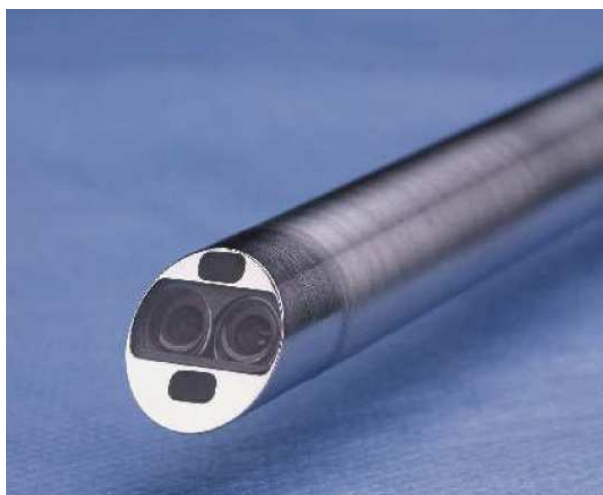


FIG. 2.11 – Système Da Vinci : endoscope stéréo.

[Uecker95] et [Wei97], les auteurs optent pour une stratégie de centrage automatique des instruments.

Les systèmes de commande des outils par asservissement visuel sont apparus plus tard :

- Dans [Hayashibe01], les auteurs présentent un système de positionnement automatique des outils de chirurgie laparoscopique.
- Le système proposé par Krupa *et al.* [Krupa03] permet de réaliser, par asservissement visuel, une tâche automatique de récupération des outils, dans le cas où ils sortent du champ opératoire.
- Le système présenté dans [Nakamura01] par Nakamura *et al.* ne se place pas directement dans le contexte de la chirurgie endoscopique. Il s'agit en fait d'une expérience réalisée en chirurgie ouverte mais qui illustre un concept ayant pour champ d'application la chirurgie mini-invasive robotisée du cœur. Ce système introduit la notion de compensation de mouvement cardiaque dans le but de réaliser des interventions à cœur battant. La tâche à réaliser est donc le suivi d'un organe en mouvement par retour visuel.
- Les travaux de Ginhoux *et al.* [Ginhoux05] portent également sur la compensation de mouvements physiologiques par retour visuel. Le problème est analysé du point de vue de la commande pour les deux principaux mouvements physiologiques : la respiration et le battement cardiaque.

2.4 Compensation robotisée du mouvement cardiaque

Depuis l'an 2000, plusieurs équipes de recherche à travers le monde ont commencé à étudier la possibilité de compenser le mouvement cardiaque en utilisant un robot. Nakamura *et al.* [Nakamura01] ont utilisé un mini-robot (en fait ils ont emprunté un des doigts d'une main robotisée) attaché à l'écarteur sternal pour suivre un marqueur sur la surface du cœur par asservissement visuel. Ils furent les premiers à introduire le concept de «synchronisation cardiaque». L'idée est d'annuler le mouvement relatif entre un instrument de chirurgie et la surface du cœur en le suivant de manière parfaitement synchrone. Par ce biais, et dans le cadre de la chirurgie téléopérée, il est possible de donner l'impression au chirurgien qu'il opère sur un organe stabilisé. Le chirurgien peut alors se concentrer sur le geste utile tandis que le robot, localement, s'occupe de compenser les mouvements parasites. Dans cette expérience, la loi de commande est standard et ne tient pas compte d'un modèle du mouvement cardiaque.

Ortmaier *et al.* [Ortmaier03, Ortmaier05] ont travaillé sur l'extraction robuste de primitives visuelles sur le myocarde en utilisant des signaux physiologiques pour prédire la position des zones d'intérêt à traiter. Ils utilisent un concept basé sur la recherche d'une similarité de motif de mouvement pour réaliser la prédiction. Les applications robotiques sont présentées en travaux futurs.

Dans [Cattin04], Cattin *et al.* évaluent l'importance du mouvement résiduel après stabilisation mécanique d'un cœur battant de cochon en utilisant le système Octopus de Medtronic. La rétabilité du mouvement cardiaque stabilisé, en supposant les paramètres hémodynamiques constants, est soulignée mais aucun modèle n'est proposé.

Dans [Thakral01], les coefficients de Fourier de la composante respiratoire et de la composante cardiaque du mouvement sont identifiés en temps réel grâce à un algorithme adaptatif. Une approche similaire est utilisée dans [Ginhoux05] pour réaliser une prédiction en temps réel du

mouvement cardiaque quelques dixièmes de secondes en avance, durée suffisante pour pouvoir améliorer le suivi grâce à un correcteur prédictif. Cette approche a été validée in vivo sur un cœur de cochon.

Dans [Bebek06a], les auteurs proposent aussi une commande prédictive pour le suivi du cœur battant en combinaison avec un prédicteur de mouvement. Celui-ci tient compte des signaux ECG afin de s'adapter dans une certaine mesure aux variations du rythme cardiaque. Les essais sont pratiqués en laboratoire sur un simulateur.

Il faut enfin citer l'approche originale développée par Patronik et al. [Patronik04] qui consiste à envoyer un robot mobile sur la surface du cœur par voie mini-invasive. Ce robot est capable de se déplacer à la surface de l'épicarde grâce à un système de pattes munies de ventouses. Dans une version ultérieure, les auteurs envisagent de le doter d'un micro-bras manipulateur capable d'effectuer des gestes de chirurgie coronaire. Dans ce cas, la compensation est passive et due au fait que l'ensemble du robot se déplace en synchronisme avec la zone à traiter. Le principal obstacle d'une telle approche est bien entendu la miniaturisation.

2.5 Objectifs de la thèse

Les approches de prédiction de mouvement cardiaque présentées dans la littérature sont la plupart fréquentielles et supposent les caractéristiques du mouvement invariantes dans le temps (sauf dans [Bebek06a], travail postérieur aux travaux publiés dans le cadre de cette thèse). Dans cette thèse, nous avons amélioré le modèle prédictif du mouvement cardiaque en analysant plus finement les contributions des différentes composantes. De plus, le modèle proposé est capable de s'adapter aux variations des paramètres hémodynamiques et des paramètres respiratoires. Enfin, nous montrons qu'il est possible de prévoir les mouvements erratiques du cœur en surveillant l'activité électrique de l'ECG.

Ce travail est également prospectif du point de vue de la commande. En effet, les futurs robots médicaux seront de plus en plus compacts, légers et dotés de dextérités internes. On peut très bien imaginer un futur robot de chirurgie cardiaque qui aurait la forme d'un outil de chirurgie endoscopique avec une extrémité distale dotée de plusieurs degrés de libertés actionnés. Pour actionner une telle structure, il est nécessaire de déporter les actionneurs à l'extérieur et donc d'avoir recours à une transmission par câbles [Seibold05].

Structure compacte et légère, transmission à câble, éventuellement articulations déformables, tout ceci contribue à augmenter la flexibilité de l'ensemble. C'est pourquoi nous nous sommes proposés d'étudier dans ce travail la commande de systèmes flexibles par asservissement visuel.

Deuxième partie

Analyse et prédiction du mouvement cardiaque

Analyse du mouvement cardiaque

Les mouvements physiologiques, tels que la respiration et le battement cardiaque, sont des perturbations majeures en imagerie médicale et en chirurgie thoracique. En effet, l'amplitude des mouvements induits sur les organes par ces processus physiologiques est incompatible avec la précision souhaitée :

- en imagerie par résonance magnétique (IRM) et nucléaire (PET), où les temps d'acquisition sont de l'ordre de plusieurs secondes, ces mouvements sont source de flous et d'artefacts [Axel86] [Ter-Pogossian82].
- en chirurgie laparoscopique et percutanée, où la respiration déplace cycliquement les organes thoraciques de plusieurs millimètres (en moyenne 10 mm pour le foie [Clifford02]), ces mouvements compliquent fortement l'acte chirurgical mini-invasif.

Il est donc nécessaire de compenser ou de supprimer ces mouvements physiologiques sans mettre en danger le patient.

Dès ses débuts, la chirurgie du cœur, s'est heurtée au problème du mouvement cardiaque, incompatible avec la précision requise pour le geste chirurgical. En 1956, ce problème a trouvé une première solution satisfaisante avec la machine cœur-poumon artificiel de Gibbon [Fedak98]. Il ne s'agit pas là de compensation du mouvement mais de suppression pure et simple avec substitution de la fonction physiologique par un organe artificiel. Cette approche qui consiste à dériver la circulation sanguine à l'extérieure du corps (Circulation Extra-Corporelle ou CEC) paraît simple en théorie mais se heurte à certains problèmes majeurs dans la pratique. Ainsi des risques de complications existent, qu'ils soient neurologiques [Roach96], ou fonctionnels. Une réponse inflammatoire disproportionnée du patient au contact de l'organe artificiel et exogène est souvent une des causes de défaillance fonctionnelle de plusieurs organes [Laffey02].

Afin de réduire le taux de complication, les techniques de chirurgie à cœur battant ont vu le jour, toutes visant à éviter le recours à la CEC. Majoritairement, ces techniques reposent sur l'utilisation de stabilisateurs cardiaques afin d'immobiliser une portion du myocarde dans le cas de pontages coronariens [Edgerton00]. Cependant, ces systèmes passifs présentent des mouvements résiduels significatifs du myocarde et sont inadaptés à la chirurgie mini-invasive [Loisance05].

A l'instar des développements réalisés ces dix dernières années en imagerie médicale, une solution prometteuse semble être le recours à des systèmes de compensation active des mouvements physiologiques. Cette compensation active peut être vue comme un mode autonome, transparent pour le radiologiste ou le chirurgien, qui utilise un système actionné, comme un robot [Nakamura01] ou un imageur [Manke03] : il annule les mouvements parasites tout en suivant précisément les consignes du médecin.

Pour être efficace, cette compensation active requiert une modélisation précise du mouvement cardiaque :

- En imagerie médicale, ce modèle permet de modifier en temps réel le plan d'acquisition, et ainsi de permettre l'acquisition continue d'une image sans les artefacts dus aux mouvements physiologiques [Shechter05]. Ces modèles, qui pallient la faible fréquence d'acquisition de l'imageur, sont paramétrés en fonction de signaux biologiques, tels que la position du diaphragme [Holland98] ou le signal ECG.
- En robotique médicale, il a été montré qu'un modèle du mouvement cardiaque combiné avec une stratégie de commande prédictive permet de réduire de manière importante l'erreur de compensation [Ginhoux05]. Ces modèles sont souvent paramétrés en phase et fréquence, car le patient anesthésié est sous respiration contrôlée, donc parfaitement périodique, contrairement au patient conscient.

Dans ce chapitre, nous étudions le mouvement local de la surface cardiaque, l'épicaarde, dans le contexte de la chirurgie cardiaque. Ce mouvement du cœur est complexe à modéliser. Il résulte de la superposition de deux mouvements : la respiration et le battement cardiaque. Ce mouvement a été étudié en détail par la communauté des chercheurs en imagerie médicale dans le but d'améliorer la résolution des images cardiaques. Citons les coronarographies par résonance magnétique [Manke03] ou la correction per-opératoire des images obtenues par fluoroscopie [Shechter05]. Ces méthodes, ainsi que les quelques méthodes proposées dans le cadre chirurgical [Ginhoux05, Bebek06b], modélisent toutes le mouvement local de l'épicaarde, $M[k]$, comme la somme d'une composante respiratoire, $Resp[k]$, et d'une composante purement cardiaque, $Card[k]$. En particulier, les modèles utilisés en imagerie modélisent chacune de ces composantes en fonction de signaux biologiques :

$$M[k] = Resp[k] + Card[k] \quad (3.1)$$

avec :

- k , l'instant d'échantillonnage
- $M[k]$, $Resp[k]$, $Card[k]$, des vecteurs de coordonnées d'attitude (positions et d'orientation) dans l'espace définis par rapport à un même repère de base.
- $Resp()$ et $Card()$, des vecteurs de coordonnées d'attitude fonctions des signaux biologiques.

Dans ce chapitre, nous proposons une étude complète des dynamiques du myocarde (déplacement 3D, rotation, vitesse et accélération), ce qui constitue une première étape vers le dimensionnement d'un système robotisé permettant de réaliser le suivi de la surface cardiaque en temps-réel par le biais d'images endoscopiques. Une caméra rapide est utilisée pour mesurer la position de l'épicaarde à une fréquence de 500 images/s. Le signal ECG et le débit volumique des poumons sont, quant-à-eux, acquis simultanément à la même fréquence (500 Hertz). La validité de la décomposition du mouvement en une somme de deux composantes indépendantes sera discutée.

3.1 Matériels et méthodes

Dans les sous-parties qui suivent, nous détaillons le protocole d'acquisition des données ainsi que d'extraction des informations contenues dans les signaux biologiques en vue de leur utilisation dans la modélisation du mouvement éplicardique.

3.1.1 Protocole expérimental et sujet d'étude : le cœur porcine

La collecte de données expérimentales a été réalisée sur deux cochons sous assistance respiratoire et anesthésie générale, en conformité avec les règlements en vigueur sur l'expérimentation animale au sein de l'IRCAD (Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif). L'ensemble de l'acquisition des données est supervisée par un ordinateur sous système d'exploitation temps-réel. Les capteurs regroupent une caméra rapide, des débitmètres ainsi qu'un électrocardiogramme afin de recueillir l'ensemble des signaux biologiques (figure 3.1).

Le mouvement éplicardique étudié est celui de cœurs porcins. Ce modèle animal présente d'importantes similitudes avec le cœur humain, tant au niveau anatomique qu'au niveau du réseau coronarien [Rodrigues05]. Des différences anatomiques existent cependant [Crick98], leur origine est majoritairement attribuée à la posture bipédique de l'homme et à sa large poitrine. De manière pratique, la différence entre le cœur humain et le cœur porcine porte sur son orientation dans la poitrine : alors que le cœur est placé dans le plan frontal chez l'homme, il est orienté perpendiculaire à celui-ci chez le cochon.

L'utilisation d'une caméra CCD pour l'acquisition du mouvement cardiaque nécessite un accès direct au cœur, soit par une sternotomie, soit par une incision permettant l'introduction d'un objectif endoscopique. Dans notre étude, l'option de la sternotomie a été privilégiée et un stabilisateur mécanique Octopus 4.3 de la société Medtronic utilisé pour en évaluer les performances (figure 3.4). Les sujets sont donc installés en position dorsale sur la table d'opération et sont placés sous respirateur délivrant un gaz anesthésique (figure 3.2). Après positionnement de l'écarteur sternal, une artère coronaire est stabilisée à l'aide de l'Octopus. Une poignée rotative permet de modifier la rigidité du bras de l'Octopus et ainsi de libérer ou de contraindre le mouvement local du cœur.

3.1.2 Acquisition des signaux biologiques

Afin de corréler le mouvement éplicardique avec la respiration et le battement propre du cœur, le débit respiratoire et le signal ECG sont enregistrés de manière synchrone avec l'image vidéo de l'épicarde. L'ensemble du système d'acquisition est contrôlé par ordinateur sous système d'opération temps-réel (Linux RTAI), afin d'assurer une parfaite synchronisation. L'interface entre l'ordinateur et les capteurs est assurée par une carte d'acquisition SELIATEC munie de convertisseur analogique-numérique.

Le signal ECG et la détection des complexes QRS

Dans cette étude, les signaux de l'ECG sont enregistrés par le biais d'un câble ECG classique et d'une configuration à trois électrodes. Le premier électrocardiogramme utilisé est un système électronique d'amplification différentiel construit par nos soins autour d'un simple amplificateur instrumental AD624 (Analog Device) dans le but d'éviter les délais introduits par le traitement

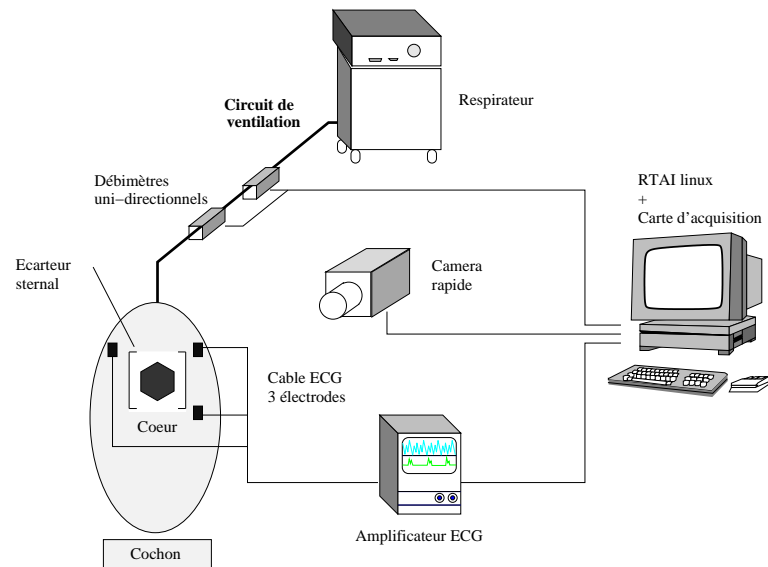


FIG. 3.1 – Synoptique du dispositif expérimental d'acquisition

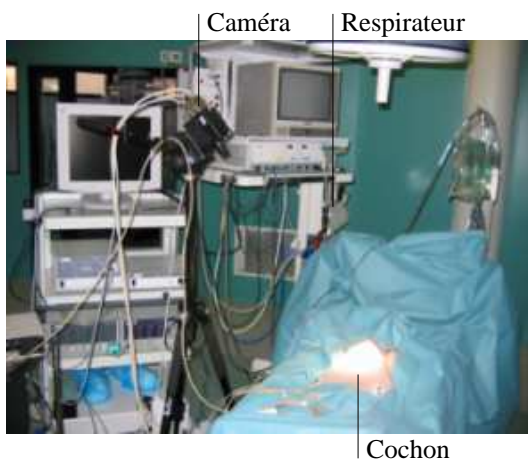


FIG. 3.2 – La caméra rapide DALSA CAD6 et le cochon en salle d'opération



FIG. 3.3 – Deux débitmètres volumiques uni-directionnels AWM700 placés en série dans le circuit de ventilation

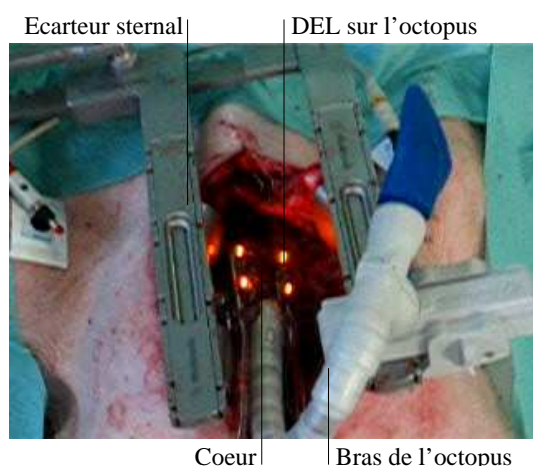


FIG. 3.4 – Le stabilisateur cardiaque et ses marqueurs visuels positionnés lors de la sternotomie.

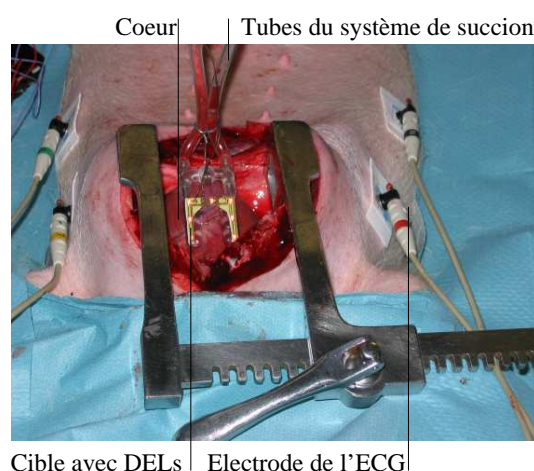


FIG. 3.5 – Marqueurs visuels attachés par succion sur l'épicaire pour la mesure du mouvement libre

des signaux dans les amplificateurs commerciaux. Ce montage sert d'électrocardiogramme de référence. Par la suite, les signaux ECG sont acquis par le biais de l'électrocardiogramme CARDIOVIT AT-6 de la compagnie Schiller. A cause d'une étape de traitement du signal (amplification et filtrage), la sortie analogique accuse un délai de groupe évalué à 8 ms.

Le complexe QRS est le front d'onde du signal ECG le plus utilisé afin de synchroniser une acquisition avec le battement cardiaque. De nombreuses méthodes, dont un état de l'art complet peut être trouvé dans [Köhler02], ont été proposées pour sa détection : dérivation temporelle du signal, ondelettes, méthodes adaptatives, réseaux de neurones. Ces méthodes permettent d'atteindre des taux de détection du complexe QRS supérieurs à 99% sans requérir de gros moyens de calculs, et sont disponibles sur des ECG portables. De par sa forme caractéristiques, le complexe QRS est systématiquement utilisé pour le calcul de la fréquence cardiaque, l'automatisation de la classification des battements cardiaques dans les systèmes experts ou encore la compression des signaux ECG.

La méthode retenue pour sa simplicité et son faible coût en temps de calcul est basée sur la dérivation du signal ECG et la comparaison du signal dérivé avec un seuil de détection adaptatif [Christov04]. Dans sa version simplifiée, le seuil utilisé est choisi en fonction de la valeur maximale de la norme du signal dérivé. La méthode est illustrée par la figure 3.7, où la dérivée du signal et le seuil fixé à 50% sont représentés sur la figure inférieure tandis que les QRS détectés sont reportés sur le signal ECG de la figure supérieure. Un temps d'inhibition de quelques millisecondes est mis en place après chaque détection pour éviter une détection multiple.

Le débit et le volume respiratoire

Lors d'une opération chirurgicale, le patient est placé sous respirateur avec anesthésie générale, contrairement au cas de l'imagerie où il respire librement. Les caractéristiques du cycle respiratoire (fréquence, volume total, débit respiratoire) sont alors imposées et parfaitement reproductibles. Le respirateur disponible ne disposait pas de sortie externe pour récupérer ces informations. Deux débitmètres uni-directionnels AWM7000 de la société Honeywell ont été

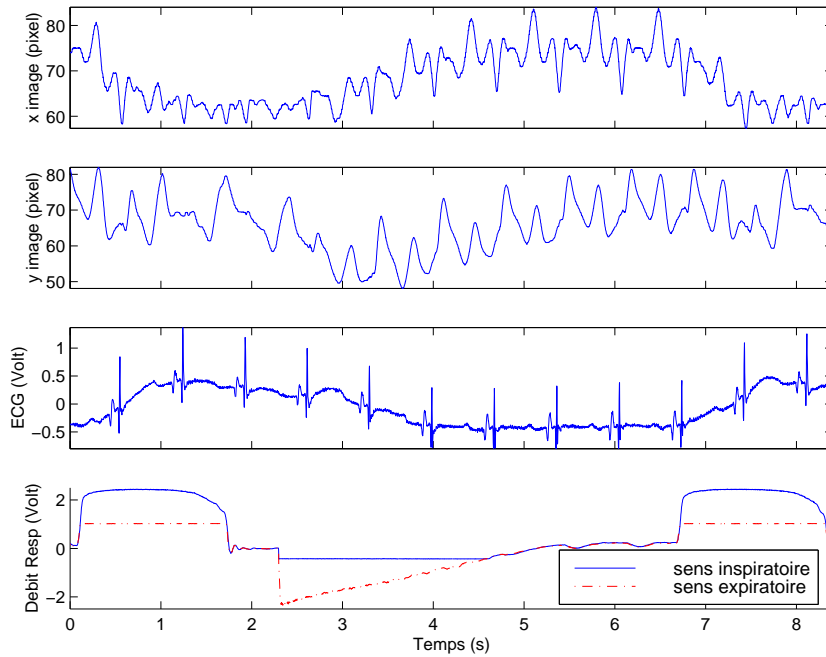


FIG. 3.6 – Signaux acquis à partir des capteurs : position des marqueurs visuels dans l'image (coordonnée x et y du premier), signaux ECG et signaux des deux débitmètres uni-directionnels

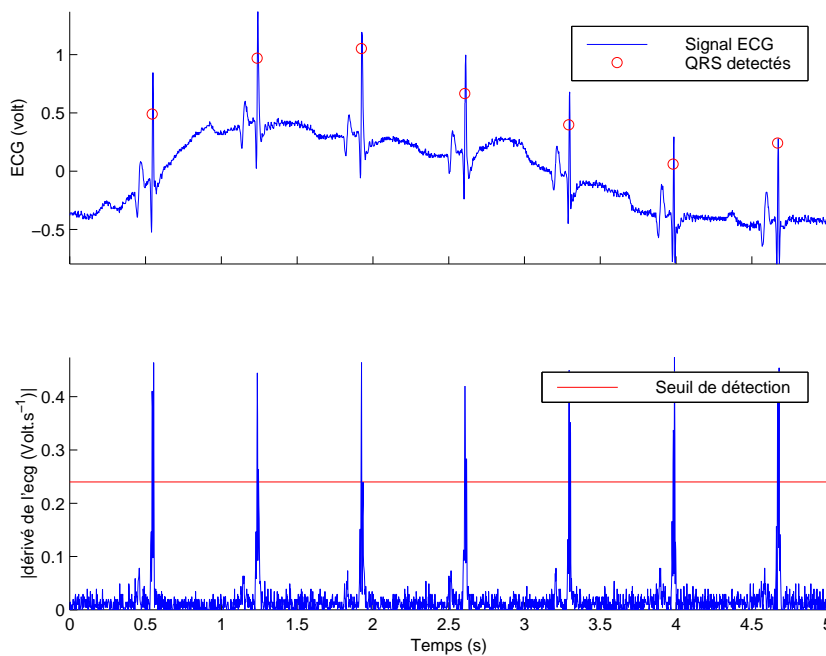


FIG. 3.7 – Méthode de détection du complexe QRS : un QRS est considéré détecté lorsque le module de la dérivée du signal ECG dépasse un seuil.

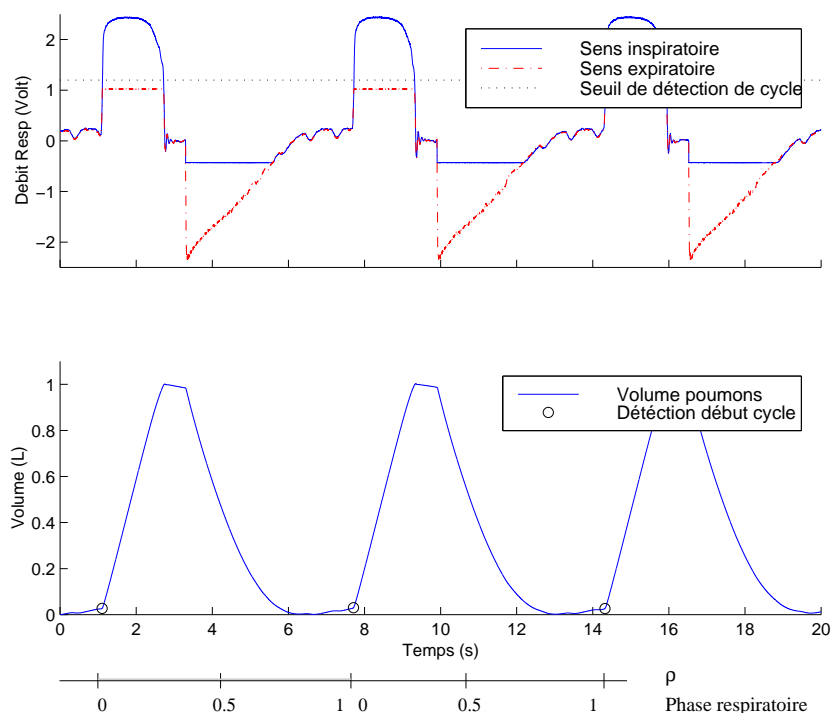


FIG. 3.8 – Information du volume respiratoire par intégration du débit et définition de la phase respiratoire ρ

introduits par nos soins, en série dans le circuit de ventilation (figure 3.3). Ces capteurs, spécialement conçus pour l'usage médical, possèdent un temps de réponse de 6 ms et une plage de mesure de 0-200 litres par minute (LPM). Pour des débits inférieurs à 20 LPM, la tension de sortie de ces capteurs est proportionnelle au débit.

Les informations des deux débitmètres uni-directionnels sont fusionnées afin d'accéder au débit volumique instantané du respirateur. L'intégration par rapport au temps de cette l'information de débit permet d'accéder au volume d'air dans les poumons, $V[k]$. Une dérive éventuelle de l'information de volume au cours du temps peut apparaître, due à un offset sur la mesure de débit. Cet offset est alors calculé et soustrait au signal, sachant que le volume d'air inspiré est sensiblement égal au volume d'air expiré.

On définit la phase respiratoire, ρ , comme la position instantanée dans le cycle respiratoire avec $0 \leq \rho < 1$, le début de l'inspiration correspondant à $\rho = 0$ (figure 3.8).

3.1.3 La mesure du mouvement par imagerie vidéo rapide

De nombreuses études portant sur l'analyse du mouvement cardiaque ont été effectuées dans le domaine de la recherche en imagerie médicale. Les capteurs utilisés pour accéder au mouvement cardiaque sont soit des imageurs à rayons X [Shechter05], soit des imageurs à résonance magnétique [Manke03]. La résolution temporelle de ces imageurs atteint 33 ms pour l'angiographe bi-plan Siemens utilisé par Shechter *et al.* et 140 ms pour l'acquisition IRM d'une coupe 3D en utilisant une méthode d'imagerie rapide.

Le procédé retenu ici pour accéder au mouvement de l'épicaarde, $M[k]$, repose sur l'utilisation de marqueurs visuels artificiels et d'une caméra rapide. L'image vidéo est une information habituellement présente en chirurgie laparoscopique apportant un retour visuel nécessaire au praticien. En exploitant cette information, il est possible d'accéder à la position relative du cœur et des instruments à des fréquences élevées, compatibles avec l'asservissement visuel d'un outil robotisé. L'utilisation d'une caméra pour accéder à la position relative du cœur a été étudiée dans cette optique par Ortmaier *et al.* qui proposent une méthode de suivi à 60 Hz [Ortmaier05]. Cette méthode s'applique à suivre plusieurs marqueurs naturels à la surface du cœur et a l'avantage d'être robuste à des variations d'illumination. Elle ne propose cependant pas de reconstruction 3D du mouvement local qui nécessiterait la connaissance de la position relative entre chacun des marqueurs naturels.

Dans notre étude, une caméra rapide CCD (DALSA CAD6) pouvant acquérir jusqu'à 1000 images par seconde avec une résolution de 256×256 pixels est utilisée en combinaison avec des marqueurs visuels artificiels placés à la surface du cœur pour accéder au mouvement cardiaque. Les marqueurs visuels sont des diodes électro-luminescentes qui, par groupe de 4 ou plus, définissent une géométrie pour la cible. Ils peuvent avantageusement se positionner sur le stabilisateur cardiaque qu'il soit invasif ou endoscopique (figure 3.5). Les données résultant de l'intégration de la lumière sont transférées numériquement à travers un bus de données vers la carte d'acquisition pendant l'acquisition de l'image suivante. Le signal de synchronisation, généré par la caméra à la fin de chaque acquisition d'image, est utilisé comme horloge de synchronisation pour l'acquisition des autres signaux biologiques. Dans l'approche utilisée ici, cette caméra est montée sur trépieds et l'objectif focalisé sur la portion de l'épicaarde où la cible est fixée (figure 3.2).

La position relative de la cible par rapport au repère caméra est reconstruite à partir de la connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra et de la géométrie de la cible. Un algorithme itératif pour cible coplanaire dérivé de l'algorithme de Dementhon est utilisé [Oberkamp96]. Cette méthode itérative permet le calcul de l'attitude d'un objet quelconque à partir de primitives qui sont des points. Un minimum de quatre points de position connue sur l'objet est nécessaire pour reconstruire l'attitude relative entre l'objet et la caméra dans l'espace 3D. Dans la suite du document, la position de l'épicaarde est représenté dans l'espace par les composantes (translation T_{IS}, T_{RL}, T_{PA} et rotation R_{IS}, R_{RL}, R_{PA}) du vecteur d'attitude entre le repère de référence lié à la caméra et le repère lié au coeur.

Dans le cas de développements futurs ne nécessitant plus de stabilisateur, des algorithmes rapides de tracking basés sur le suivi de textures pourrait être envisagés, tels que l'algorithme ESM proposé par Benhimane et Malis [Benhimane04].

3.2 Le mouvement de l'épicaarde en l'absence de respiration

Dans un premier temps, on se propose d'étudier la composante propre du mouvement épicaardique : le battement cardiaque, $Card[k]$. Le sujet est placé en apnée de durée limitée en arrêtant temporairement le respirateur. Ceci a pour effet de supprimer tout mouvement d'origine respiratoire.

Après l'arrêt du respirateur, des acquisitions du mouvement cardiaque d'une durée d'environ 40 s sont réalisées avec l'enregistrement simultané du signal ECG (figure 3.9). La zone de l'épicaarde étudiée sur les deux sujets se situe à proximité de l'artère coronaire gauche descendante. Outre l'étude des dynamiques du battement cardiaque et sa corrélation avec le signal ECG, les effets

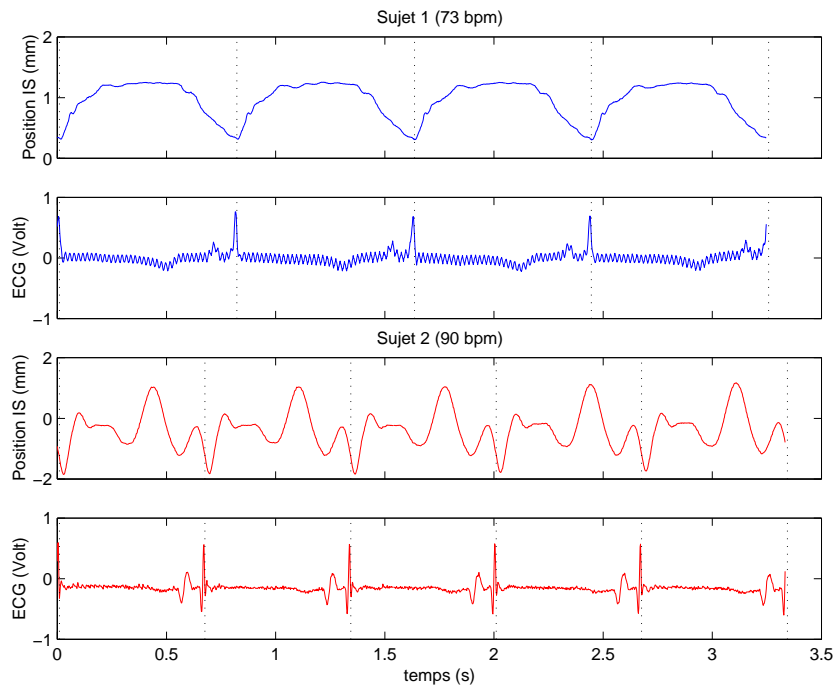


FIG. 3.9 – Acquisition simultanée de la trajectoire du myocarde dans la translation IS et du signal ECG sur 2 sujets. La détection d'un complexe QRS sur le signal ECG est représentée par une ligne verticale en pointillés

d'une stabilisation mécanique de type Octopus seront évalués. En dernier lieu, on s'intéressera à la répétabilité du battement cardiaque et aux arythmies.

3.2.1 Le battement cardiaque et sa stabilisation mécanique

On définit une phase cardiaque, χ , de manière similaire à la phase respiratoire. Cette phase représente le taux d'évolution du cycle cardiaque entre deux complexes QRS avec $0 \leq \chi < 1$ (figure 3.10).

La représentation du mouvement de 5 battements consécutifs permet de constater que celui-ci est très différent d'une expérience à l'autre (figure 3.9). Cette différence notable dans les trajectoires à plusieurs causes :

- une localisation légèrement différente de la zone étudiée de l'épicarde,
- des différences morphologiques et physiologiques entre les sujets,
- une exposition différente du cœur lors de la sternotomie et du placement de l'écarteur sternal.

Ormis ces différences de trajectoire intra-espèce, le caractère reproductible du mouvement cardiaque apparaît avec, pour chacun des sujets, une superposition quasi-parfaite du mouvement d'un cycle à l'autre. Il est ainsi possible de paramétrer le mouvement cardiaque en fonction de la phase cardiaque et de poser :

$$Card[k] = Card(\chi) \quad (3.2)$$

avec :

- $Card[k]$, le vecteur d'attitude de la composante cardiaque à l'instant k ,

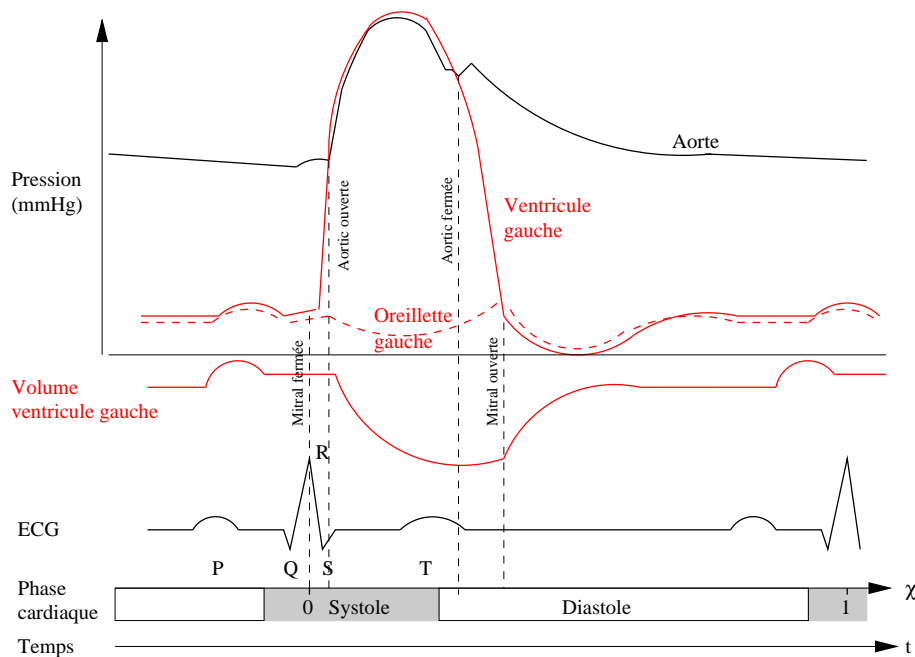


FIG. 3.10 – Diagramme de Wiggers partiel. Évolution de l'hémodynamique cardiaque en fonction du signal ECG et de la phase cardiaque définie par $\chi = 0$ pour l'onde R.

Sujet-artère-protocole	Déplacement : battement cardiaque seul		
	IS(mm)	LR(mm)	PA(mm)
porcin- IVA -sternotomie	$2,00 \pm 1,5$	$2,3 \pm 0,35$	$10,5 \pm 4,9$
humain-IVA-non invasif	$5,00 \pm 2,3$	$5,7 \pm 0,90$	$4,80 \pm 3,5$
humain-CG-non invasif	$12,3 \pm 2,6$	$6,2 \pm 1,70$	$18,3 \pm 3,2$

TAB. 3.1 – Comparatif du déplacement maximal et sa variance en fonction du sujet, de l'artère et de la modalité d'acquisition (IVA : artère Inter-Ventriculaire Antérieure, CG : artère Circonflexe Gauche, IS : direction inférieur-supérieur, LR : direction gauche-droite, PA : direction antérieur-postérieur).

– et $Card(\chi)$, un vecteur d'attitude paramétré par la phase cardiaque

L'amplitude du mouvement cardiaque pour une zone d'intérêt de l'épicarde est sensiblement identique chez les deux sujets. En translation, le déplacement est de 3 mm dans le plan frontal et 11 ± 3 mm dans la direction antérieur-postérieur. Pour la rotation, celle-ci se limite à 3 degrés pour le mouvement d'une zone épicaudique d'une superficie de 4 cm^2 . Le tableau 3.1 présente le déplacement moyen enregistré sur les deux sujets porcins ainsi que les valeurs obtenues par Shechter *et al.* lors d'une expérience non-invasive sur quatre patients humains [Shechter06].

L'amplitude résiduelle du mouvement stabilisé par un système mécanique de type Octopus est évaluée sur le premier sujet en contraignant le mouvement avec la rigidité maximale du stabilisateur. Dix trajectoires consécutives du mouvement local de l'épicarde en l'absence de respiration, avec et sans stabilisation, sont représentées sur la figure 3.12. L'amplitude du mouvement est fortement atténuée par le stabilisateur : la zone d'excursion est réduite à $500 \mu\text{m}$ dans le plan frontal et 6 mm dans la direction postérieure-antérieure. Dans le cas non-stabilisé,

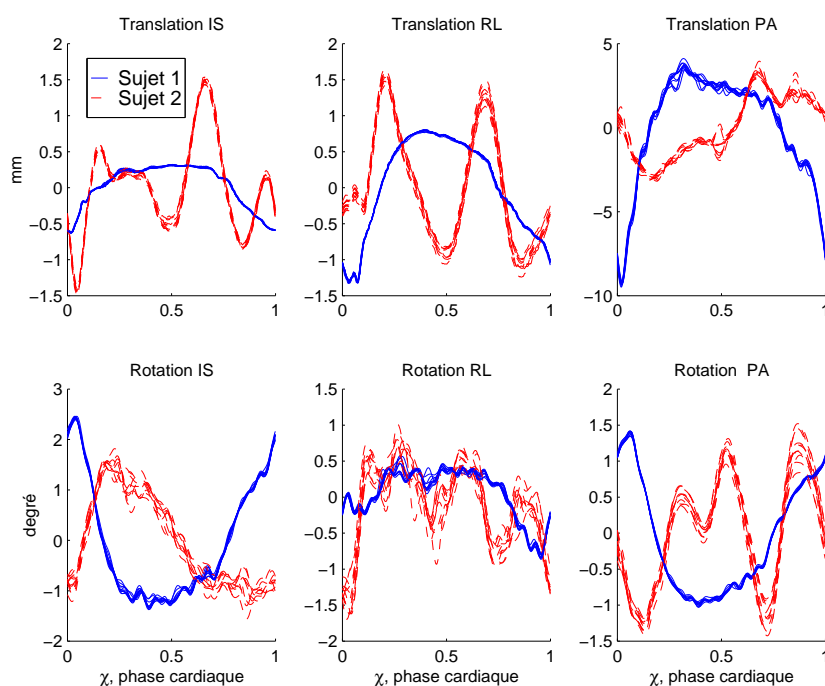


FIG. 3.11 – Mouvement local de translation et de rotation du myocarde en fonction de la phase cardiaque pour deux sujets

ces valeurs étaient respectivement de 2,3 mm dans le plan frontal et de 15 mm dans la direction postérieurs-antérieure (PA). Les valeurs d'excursions relevées dans le cas stabilisé sont similaires à celles présentées par Cattin pour le mouvement résiduel d'une zone d'intérêt stabilisée avec des conditions hémodynamiques (fréquence cardiaque, pression sanguine) constantes [Cattin04]. Par conditions hémodynamiques constantes, on entend une fréquence cardiaque et une pression sanguine constante.

3.2.2 Les dynamiques du battement cardiaque

L'étude de la dynamique du battement cardiaque en l'absence de respiration est particulièrement intéressante dans la perspective du dimensionnement et du choix des actionneurs d'un système de stabilisation robotisé. Par rapport à son mouvement respiratoire, le battement du cœur est bien plus rapide et définit ainsi les bornes supérieures de vitesse et d'accélération de l'épicarde.

La vitesse locale de l'épicarde est obtenue par dérivation de la position par rapport au temps. Pour 6 battements consécutifs, cette vitesse est représentée sur la figure 3.13 en fonction de la phase cardiaque. L'analyse quantitative de la vitesse instantanée se réalise plus aisément en travaillant sur la norme quadratique de celle-ci en fonction de la phase cardiaque (figure 3.14). On constate alors que la vitesse de translation peut atteindre $120 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ et la vitesse de rotation $60 \text{ degrés}\cdot\text{s}^{-1}$ pour une fréquence cardiaque normale. Les analyses menées dans [Shechter06] révèlent que les vitesses les plus importantes du myocarde chez un patient humain atteignent $104 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ en translation.

Le profil de vitesse du battement cardiaque est fortement corrélé avec l'activité cardiaque, représentée par sa phase χ :

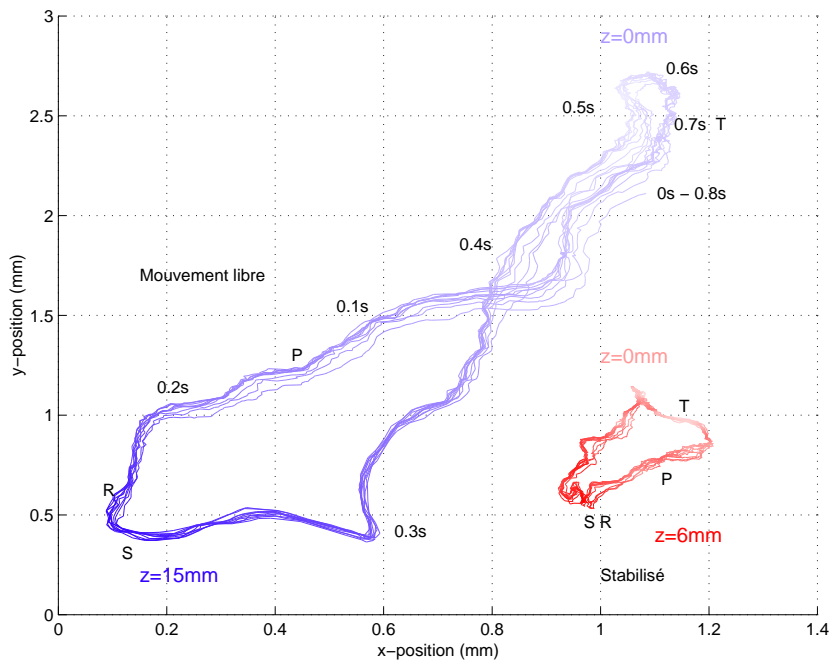


FIG. 3.12 – Trajectoires locales du myocarde en l’absence de ventilation : la profondeur est codée en intensité de couleur, les indices P-R-S-T correspondent aux ondes de l’ECG

- pour $0 \leq \chi < 0,2$, la vitesse de déplacement élevée correspond à la phase de systole, la contraction cardiaque et l’expulsion du sang hors du cœur.
- pour $\chi = 0,4$, les vitesses faibles traduisent la fin de la systole cardiaque.
- $\chi = 0,5$, chez le sujet 2 et $\chi = 0,7$ chez le sujet 1 correspondent au remplissage diastolique des ventricules.
- pour $0,9 \leq \chi < 1$, le regain de vitesse est lié à la phase de contraction des oreillettes.

L’acquisition à une fréquence élevée de la position cardiaque permet d’évaluer l’accélération de l’épicaarde en dérivant deux fois la position par rapport au temps sans altérer trop fortement le rapport signal à bruit comme représenté sur la figure 3.15. Ces accélérations linéaires et angulaires atteignent respectivement 6 m.s^{-2} et 40 degrés.s^{-2} . L’effet d’une augmentation anormale de la fréquence cardiaque par une injection d’adrénaline a été expérimenté sur le second sujet (figure 3.16). L’effet observé est une accélération brutale de la fréquence cardiaque de 90 bpm à 230 bpm (battements par minute) et la multiplication par 6 dans notre cas de l’accélération maximale du cœur. L’accélération linéaire atteint alors 12 m.s^{-2} et l’accélération angulaire $150 \text{ degrés.s}^{-2}$.

3.2.3 Le battement cardiaque et l’arythmie

L’étude des dynamiques du mouvement épicaarde en l’absence de respiration a permis de constater que le battement cardiaque est identique d’un cycle à l’autre lorsque la fréquence cardiaque reste constante. On a pu ainsi décrire le mouvement du battement cardiaque en fonction de l’unique phase respiratoire χ , tel que $Card[k] = Card(\chi)$.

Cette répétabilité des trajectoires cardiaques en l’absence de ventilation est une caractéristique

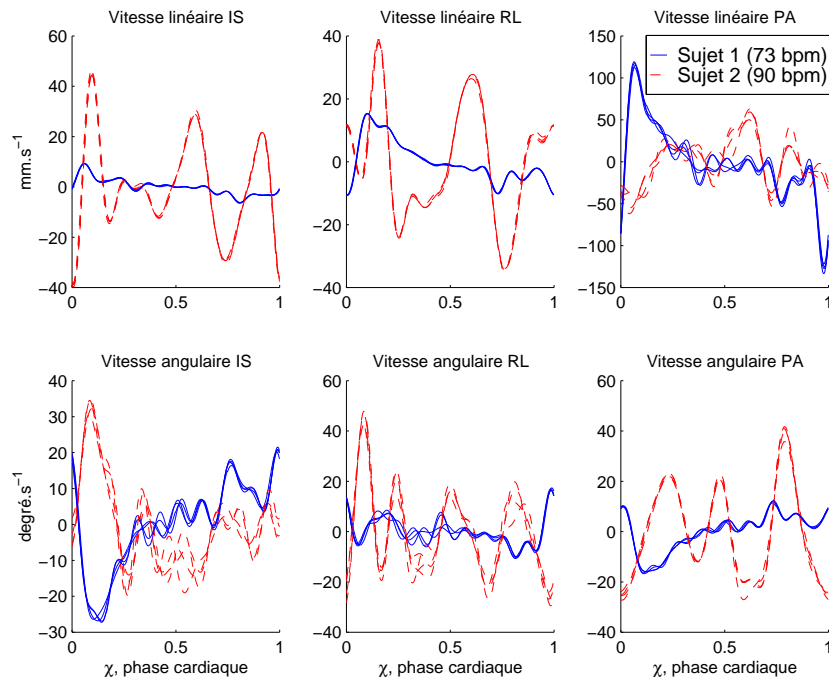


FIG. 3.13 – Vitesse locale de translation et de rotation du myocarde en fonction de la phase cardiaque (bpm : battements par minute)

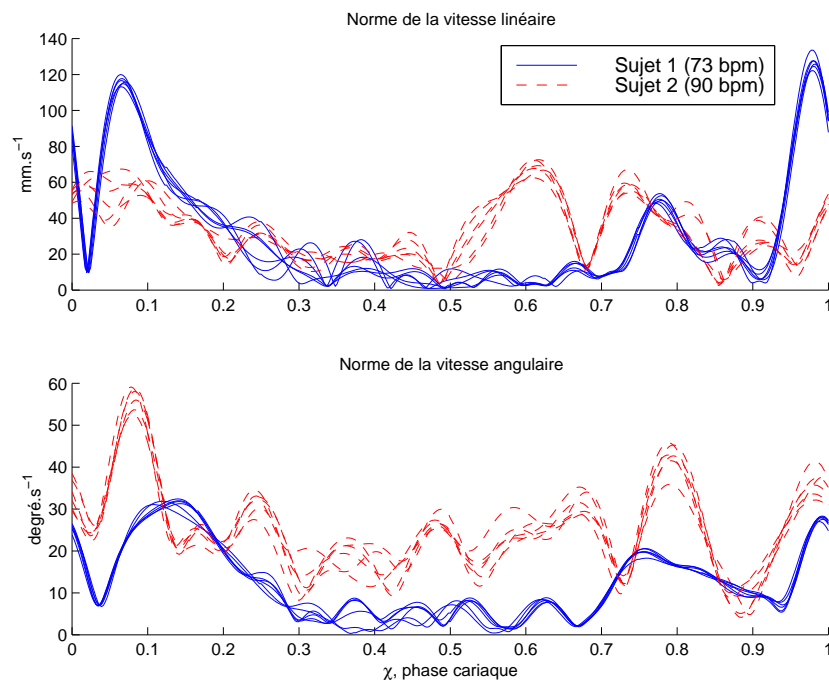


FIG. 3.14 – Norme quadratique de la vitesse instantannée et locale de translation et de rotation du myocarde en fonction de la phase cardiaque

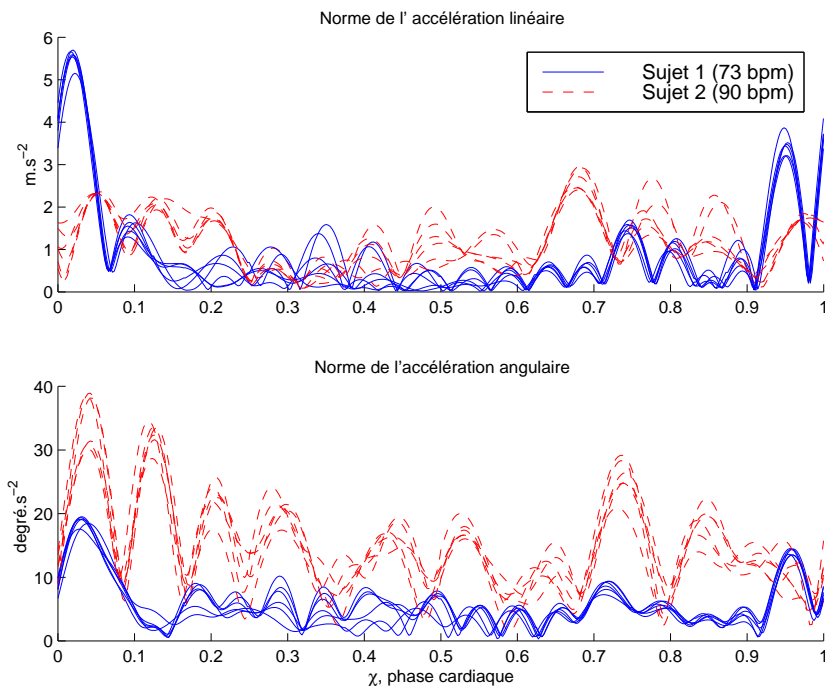


FIG. 3.15 – Norme quadratique de l'accélération instantanée linéaire et angulaire en fonction de la phase cardiaque

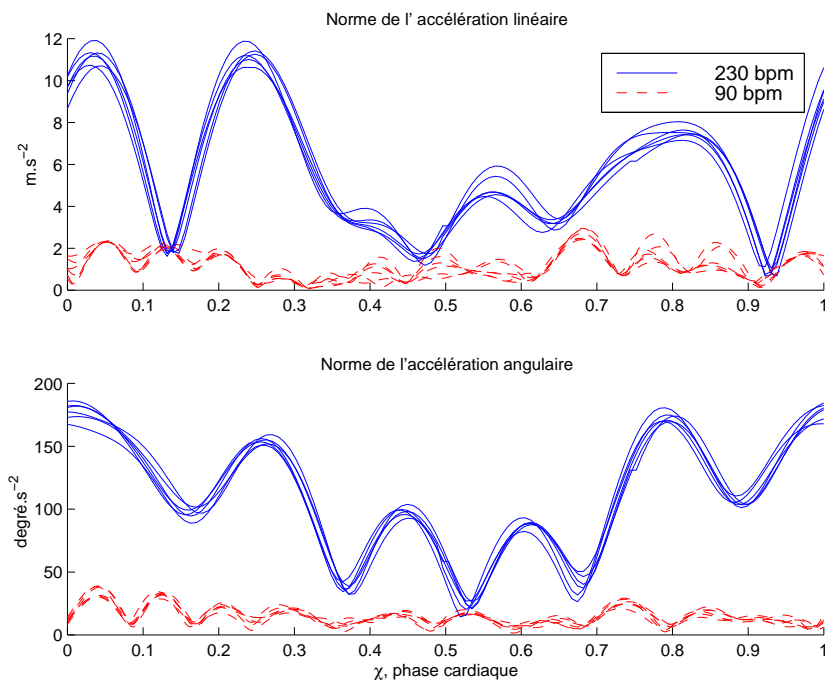


FIG. 3.16 – Norme quadratique de l'accélération locale et angulaire sur un même sujet après injection d'adrénaline

	plan frontal		direction PA	
	écart max	écart-type	écart max	écart-type
Mouvement libre	146,6 μm	25,6 μm	1,6 mm	0,39 mm
Mouvement stabilisé	63,7 μm	14,7 μm	1,5 mm	0,4 mm

TAB. 3.2 – Écarts maximaux et écart-type par rapport à la trajectoire moyenne sur 15 battements consécutifs.

intéressante qui peut être exploitée dans un modèle prédictif du mouvement global. A partir des tracés de la figure 3.12 et pour 10 battements consécutifs, l'écart maximal et l'écart type par rapport à la trajectoire moyenne, dans le cas du mouvement libre et stabilisé, sont reportés dans le tableau 3.2. Dans le cas du mouvement non-contraint, l'écart maximal est de 146 μm dans le plan frontal et de 1,6 mm dans la direction PA.

Avec l'hypothèse de la quasi-périodicité du signal cardiaque, un schéma de commande répétitif, tel que celui proposé par Ginhoux [Ginhoux05], donnerait d'excellents résultats à condition de stopper la respiration un court instant. L'écart-type et l'écart maximal donnent alors un bon indice de la précision atteignable avec une telle approche.

Cette répétabilité du battement cardiaque n'est cependant plus respectée dans le cas où le signal ECG perd sa périodicité ou voit sa fréquence modifiée. Comme cela est souligné par la figure 3.17, une augmentation de la fréquence cardiaque ne se traduit pas par une même trajectoire de l'épicarde parcourue plus rapidement, auquel cas une paramétrisation du mouvement $Card(\chi)$ aurait été valable indépendamment de la fréquence. Mais l'augmentation de la fréquence entraîne une modification importante du mouvement cardiaque. L'explication est surtout physiologique : comme souligné précédemment, le temps de la systole ventriculaire et la quantité de sang éjecté diminue beaucoup plus lentement que la durée du cycle cardiaque, au détriment d'une phase de repos diastolique réduite [Weissler68].

L'autre altération de la périodicité, notable sur le signal ECG, est l'arythmie qui peut apparaître ponctuellement et se traduit par :

- une altération d'un cycle cardiaque, se traduisant par la modification ou suppression de fronts d'ondes sur le signal ECG,
- l'arrivée anticipée d'un cycle cardiaque

Ces 2 types d'arythmies sont reconnaissables sur le jeu d'acquisition de la figure 3.18. La modification du profil du signal ECG à $t = 1, 2$ s est répercutée quelque milli-secondes plus tard sur le mouvement cardiaque. L'arrivée anticipée du complexe QRS à $t = 1.7$ s déphase complètement la trajectoire suivie par l'épicarde par rapport à la trajectoire attendue dans le cas d'un signal ECG quasi-périodique. Les arythmies sont un processus aléatoire et imprévisible qui gênent à la fois le chirurgien mais également une stratégie de compensation prédictive. En accédant au signal ECG, il est possible d'anticiper un mouvement aperiodique de l'épicarde si l'activité électrique du cœur peut être détectée suffisamment tôt par rapport à l'activité contractile.

A partir des données de la figure 3.19, cette possibilité de prédire un comportement atypique du mouvement à partir du signal ECG a été évaluée. Les curseurs verticaux indiquent sur les deux graphiques l'instant où l'erreur entre le tracé de l'ECG arythmique et l'ECG périodique (respectivement mouvement aperiodique et mouvement périodique) dépasse 10% de l'ampli-

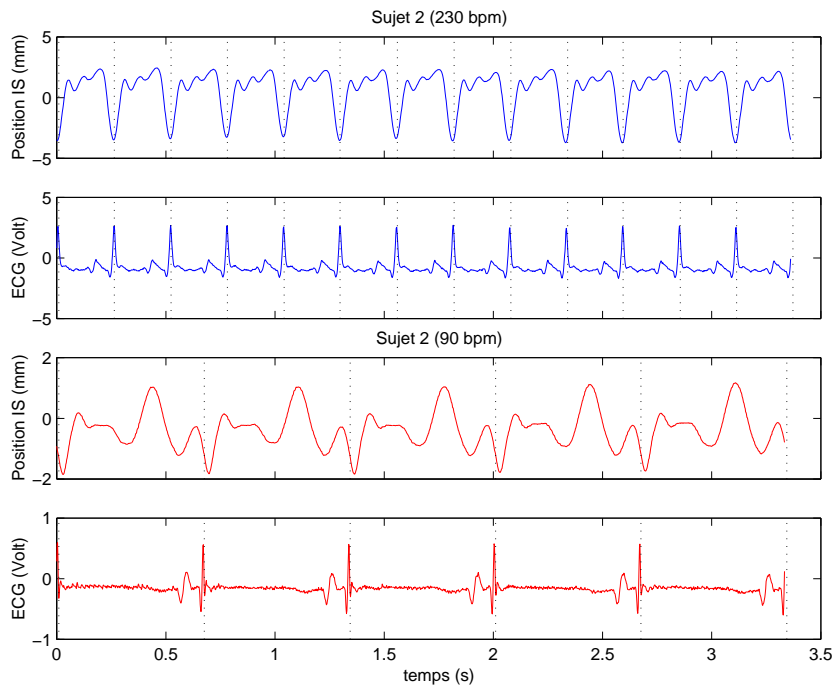


FIG. 3.17 – Influence de la fréquence cardiaque sur le mouvement cardiaque

tude crête-à-crête du signal. Ces résultats montrent qu'un ECG arythmique peut être détecté environ 90 ms avant le mouvement atypique, laissant suffisamment de temps à un système robotique pour passer à un mode sécurisé. Sur 12 arythmies, le délai moyen mesuré est de 80 ms et l'écart-type de 32 ms avec notre protocole expérimental. A titre de comparaison, des études conduites *in-vitro* sur le couplage excitation-contraction des cellules cardiaques rapportent des délais de 200 ms entre la détection de la dépolarisation électrique de la cellule et sa contraction [Wang95].

3.3 Le mouvement de l'épicarde en présence d'une respiration contrôlée

Le mouvement global du cœur induit par le processus de respiration porte le nom générique de mouvement respiratoire du cœur [Shechter04]. Sous l'effet de la modification du volume des poumons dans le thorax, la position du cœur change. L'imagerie médicale utilise un *gating* cardiaque pour synchroniser l'acquisition des images avec la phase de diastole. Les travaux dans ce domaine se sont donc concentrés sur l'analyse et la compensation du seul mouvement respiratoire du cœur. Les travaux en IRM utilisent très souvent une image de la position du diaphragme comme information sur l'état du cycle respiratoire du patient [Nehrke01, Shechter04]. L'analyse de ce mouvement respiratoire en fonction de la position du diaphragme a notamment montré qu'il diffère entre la phase d'inspiration et celle d'expiration.

En chirurgie cardiaque, l'utilisation d'un respirateur présente quelques différences notables par rapport aux études réalisées en imagerie :

1. la composante respiratoire du mouvement $Resp[k]$ est périodique car le respirateur impose

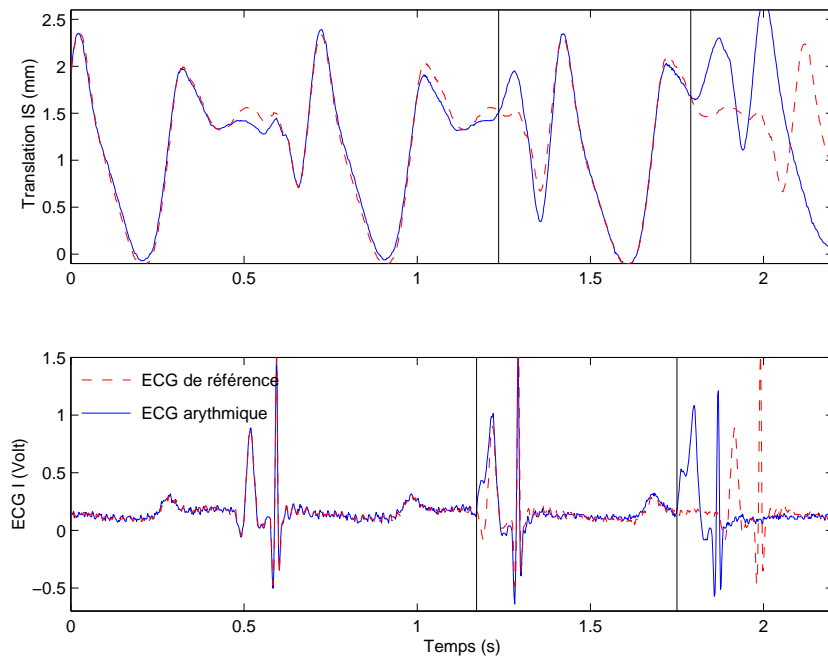


FIG. 3.18 – Corrélation entre le signal ECG et le battement cardiaque : cas de l'arythmie. Les signaux ECG et le mouvement cardiaque correspondant sont représentés dans le cas d'un ECG quasi-périodique (trait continu) et d'un ECG arythmique (pointillés).

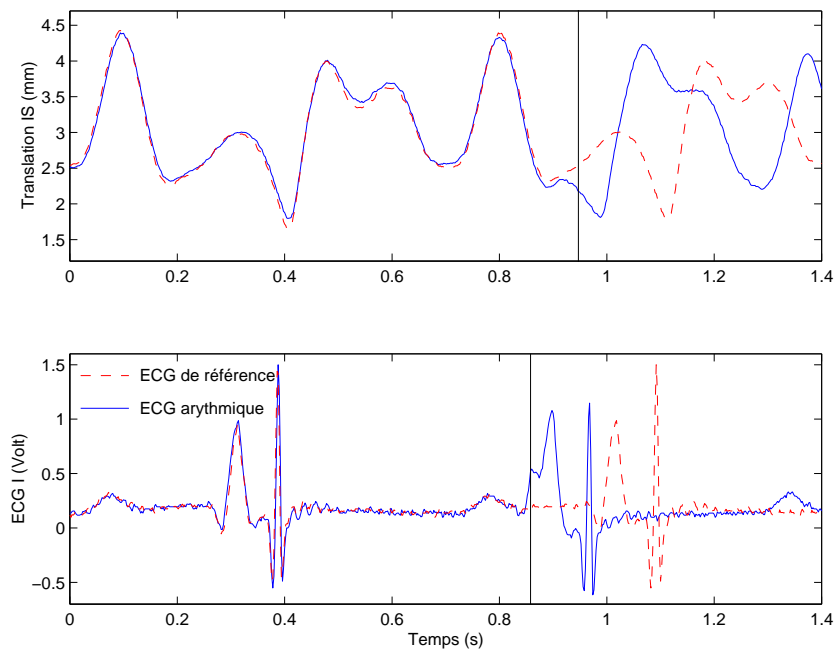


FIG. 3.19 – Détail d'une arythmie pour l'évaluation du délai entre la détection d'un écart de 10% sur l'ECG et un écart de 10% du mouvement cardiaque.

une fréquence et un profil respiratoire constant, contrairement à une respiration libre (figure 3.8). Le mouvement respiratoire peut être défini par la phase respiratoire :

$$Resp[k] = Resp[k + T_{resp}] \quad (3.3)$$

$$= Resp(\rho) \quad (3.4)$$

avec :

- T_{resp} , la période respiratoire en nombre d'échantillons
- ρ , la phase respiratoire décrite précédemment

2. la position du diaphragme n'est pas accessible mais le respirateur fournit les informations de débit et de volume des poumons à chaque instant.

On s'intéresse ici à l'analyse du mouvement local de l'épicarde dans le contexte d'une respiration contrôlée, sa corrélation avec les signaux respiratoires et les conséquences de la respiration sur le battement cardiaque.

3.3.1 Extraction de la composante respiratoire du mouvement

Une analyse fréquentielle du mouvement de l'épicarde et des signaux biologiques est présentée sur la figure 3.20, obtenue par la transformée de Fourier discrète des signaux biologiques. Le faible rapport entre les valeurs des fréquences cardiaque et respiratoire (typiquement 4 ou 5) ne permet pas de faire l'hypothèse d'un découplage fréquentiel. L'expérience d'extraction de la composante respiratoire par un filtre passe-bas vient d'ailleurs confirmer ce point (figure 3.21). On y constate en effet que le mouvement respiratoire extrait par un filtre passe-bas, de fréquence de coupure située entre la 3^{ème} harmonique du mouvement respiratoire et le fondamental du battement cardiaque, diffère d'un cycle à l'autre alors que les cycles respiratoires imposés par le respirateur sont identiques.

L'idée du *gating* cardiaque utilisé pour s'affranchir du battement cardiaque consiste à synchroniser l'acquisition des images sur un instant donné de la phase cardiaque. Notons $M_{\chi'}[k]$ le mouvement de l'épicarde échantillonné pour une phase constante du battement cardiaque, χ' . Alors d'après le modèle proposé, on a :

$$M_{\chi'}[k] = Resp[k] + Card(\chi' = cst) \quad (3.5)$$

$$= Resp[k] + cst \quad (3.6)$$

$$(3.7)$$

Ce qui permet d'identifier la composante $Resp[k]$ à une constante près.

Définissons $Resp_{\chi'}[k]$, comme le mouvement respiratoire échantillonné pour une phase cardiaque constante χ' :

$$Resp_{\chi'}[k] = M_{\chi'}[k] \quad (3.8)$$

$$(3.9)$$

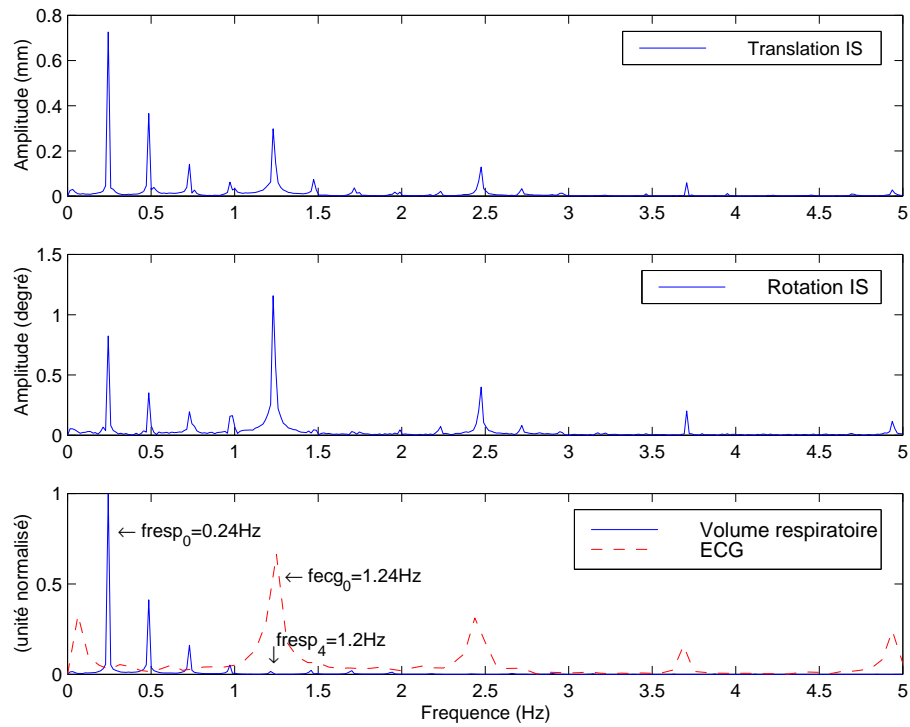


FIG. 3.20 – Analyse fréquentielle du mouvement cardiaque et des signaux physiologiques par la transformée de Fourier discrète (f_0 désigne un fondamental et f_i , la $i^{\text{ème}}$ harmonique)

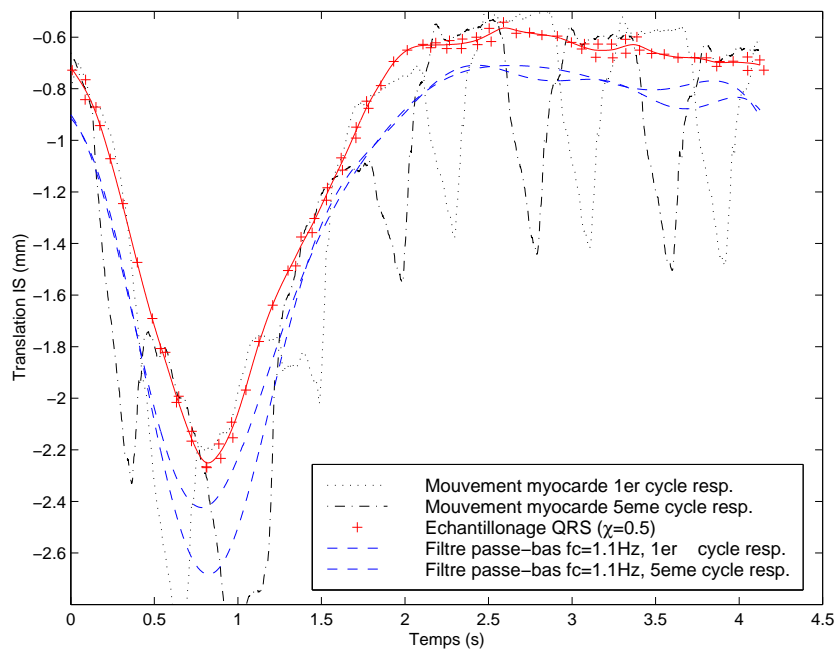


FIG. 3.21 – Extraction de la composante respiratoire par filtrage passe-bas et échantillonnage avec l'horloge QRS, rapportée sur un cycle respiratoire (le mouvement du cœur lors du 1^{er} et 5^{ème} cycle respiratoire sont représentés à titre indicatif)

qui est égal à $Resp[k]$ à une constante près. On définit une horloge d'échantillonnage $QRS_{\chi'}[k]$ à l'aide du signal ECG, de manière à ce que les tops d'horloge correspondent aux échantillons où la phase cardiaque vaut χ' :

$$QRS_{\chi'}[k] = \begin{cases} 1 & \text{lorsque } \chi[k] = \chi' \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.10)$$

avec T_{ecg} , la période cardiaque en nombre d'échantillons.

L'échantillonnage du mouvement de l'épicarde synchronisé par cette horloge permet d'accéder aux échantillons de la composante respiratoire $Resp_{\chi'}[k]$. Cette approche est très semblable à celle proposée par Manke et détaillée sur la figure 3.22 [Manke03]. La reconstruction complète de la composante sur un cycle respiratoire à partir des couples de points $(Resp_{\chi'}[j], \rho[j])$, nécessite alors soit un temps d'acquisition très long pour obtenir les T_{resp} points distincts, soit d'interpoler les points manquants.

L'interpolation approchée de la composante respiratoire $Resp_{\chi'}[k]$ peut être réalisée par une P-spline cubique fonction de la phase respiratoire ρ . Une spline est une courbe polynomiale continue par morceaux permettant de répondre efficacement au problème d'interpolation non-paramétrique. Dans une spline cubique, chaque segment entre deux points est modélisé par un polynôme d'ordre 3 permettant d'assurer la continuité entre chaque segment jusqu'à la seconde dérivée. Lorsque l'on réalise l'interpolation par une spline cubique, la fonction passe exactement par ces points.

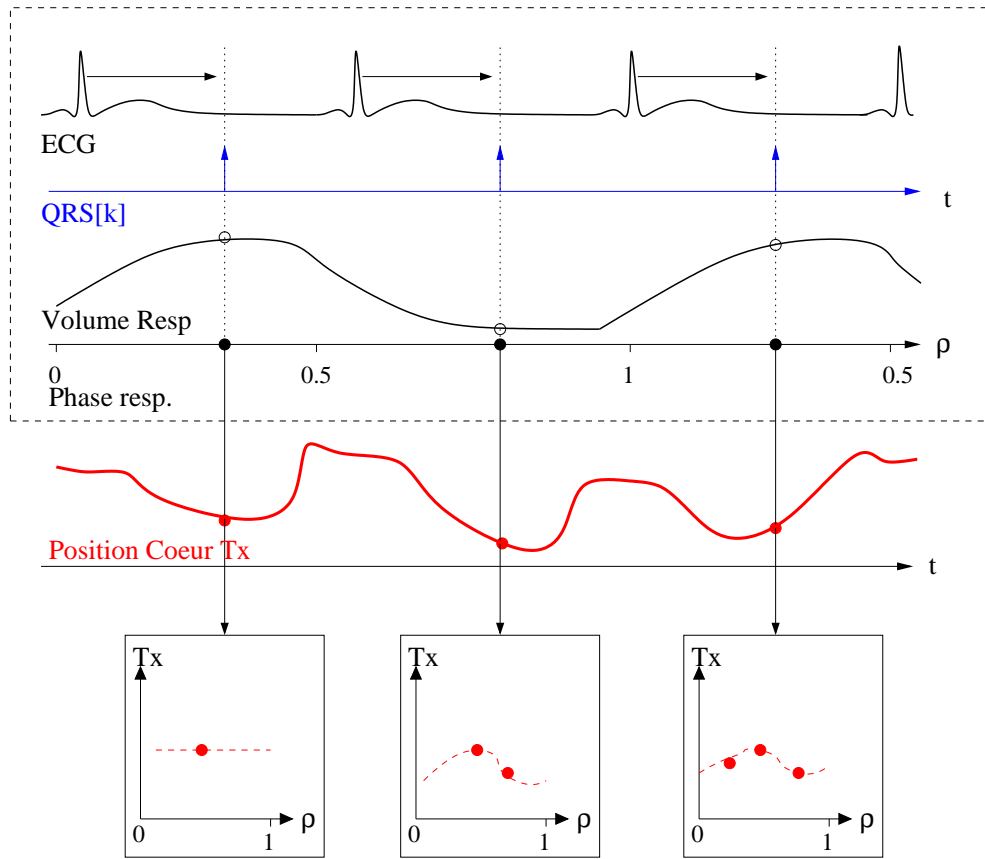
Dans un contexte expérimental, les points de la fonction à approcher sont connus avec une certaine incertitude. On souhaite alors relâcher la contrainte de passage exacte par les points connues en introduisant un critère qui permette de minimiser la courbure de la spline. Les P-splines, ou splines avec pénalités, résolvent ce problème en passant au plus près des points tout en pénalisant l'intégrale de la dérivée seconde de la spline [Eilers96]. Notons $\mathbf{Resp}_{\chi'}(\rho)$, une P-spline paramétrée par ρ approchant les n couples de points $(Resp_{\chi'}[j], \rho[j])$ obtenus par échantillonnage avec l'horloge $QRS[k]$. Cette P-spline minimise le critère \mathcal{C} :

$$\mathcal{C} = p \cdot \sum_{j=0}^{j=n} |Resp_{\chi'}[j] - \mathbf{Resp}_{\chi'}(\rho[j])|^2 + (1-p) \int_0^1 |\mathbf{Resp}_{\chi'}''(\rho)|^2 d\rho \quad (3.11)$$

où p est un paramètre de pondération entre la régularité et l'erreur d'interpolation de la spline.

Cette méthode d'extraction par échantillonnage à phase cardiaque constante a été appliquée sur 14 cycles respiratoires successifs et a permis d'extraire environ 70 points de la composante respiratoire $Resp_{\chi'}$ pour chacun des 6 degrés de liberté (un de ces degré de liberté est représenté en fonction de ρ sur la figure 3.21). Les échantillons de la composante respiratoire du mouvement définissent une courbe très régulière, interpolée efficacement par la spline cubique $\mathbf{Resp}_{\chi'}(\rho)$. La régularité de la courbe obtenue sur un grand nombre de cycles respiratoires confirme la périodicité de la composante respiratoire $Resp[k]$ du mouvement dans le cas d'une respiration contrôlée, ce qui se traduit par la relation :

$$Resp[k] = Resp_{\chi'}(\rho) \quad (3.12)$$



Extraction de la composante respiratoire dans la direction T_x

FIG. 3.22 – Méthode d'extraction de la composante respiratoire en fonction de la phase respiratoire ρ par synchronisation avec le signal ECG pour T_x , l'une des 3 positions en translation dans l'espace

3.3.2 Le mouvement respiratoire en fonction du volume pulmonaire

Comme introduit précédemment, l'image de la position du diaphragme est une information très utilisée en imagerie IRM pour modéliser le mouvement respiratoire du cœur lors d'une respiration libre. Des études sur le sujet ont montré que le mouvement en fonction du diaphragme diffère entre l'inspiration et l'expiration [Nehrke01]. L'acquisition d'images isolées du diaphragme ne permettant pas de distinguer la phase respiratoire, le phénomène d'hystérésis du mouvement respiratoire est souvent négligé. Une approximation linéaire du mouvement respiratoire en fonction de la position du diaphragme est alors généralement utilisée pour sa modélisation [Manke03]. L'autre point souligné par ces études est l'effet significatif de la rotation subie par le cœur sous l'influence de la respiration et l'importance de sa prise en compte pour la précision de la compensation [Shechter04].

Dans notre étude, le mouvement respiratoire de l'épicarde d'un cœur porcine $Resp_{\chi'}$ est étudié en fonction du volume pulmonaire V . Les résultats corroborent les observations précédentes (figure 3.23) :

1. l'information de volume est insuffisante à la détermination du mouvement sans la connaissance de la phase respiratoire (inspiration/expiration) à cause du phénomène d'hystérésis. Dans le cadre d'une respiration contrôlée, la phase respiratoire ρ suffit à décrire précisément le mouvement respiratoire de l'épicarde.
2. l'épicarde subit un ensemble de rotations d'amplitude restreinte (inférieur à 3 degrés) sous l'effet de la respiration. Ces rotations ne sont cependant pas négligeables. En effet, une rotation de 3 degrés sur un bras de 4 cm peut engendrer une translation de 2 mm de l'épicarde.

La vitesse de déplacement de l'épicarde sous l'effet de la respiration est directement liée au débit volumique comme le montre la figure 3.24. Les vitesses nominales maximales pour un débit volumique de $0,75 \text{ l.s}^{-1}$ sont de 11 mm.s^{-1} en translation et de 5 degrés.s^{-1} en rotation. A titre de comparaison, une valeur maximale pour la vitesse linéaire de 9 mm.s^{-1} est rapportée sur quatre sujets humains par Shechter [Shechter06].

3.3.3 Le battement cardiaque sous une respiration contrôlée

L'extraction à une constante près du mouvement respiratoire de l'épicarde, permet d'accéder au mouvement cardiaque résiduel par soustraction avec le mouvement de l'épicarde. Dans le cas du modèle simple constitué d'une sommation des deux composantes, le mouvement cardiaque $Card_{\chi'}$ peut être identifié par :

$$Card_{\chi'}[k] = M[k] - Resp_{\chi'}[k] \quad (3.13)$$

La partie supérieure de la figure 3.25 montre la composante respiratoire $Resp_{\chi'}(\rho)$ obtenue à partir d'une dizaine de cycles respiratoires dont les deux premiers sont représentés pour la translation IS. La partie inférieure représente la composante cardiaque isolée par soustraction sur les deux cycles respiratoires. On observe que le mouvement cardiaque obtenu pour $\rho > 0,6$, correspondant à la fin de l'expiration, est quasi-identique à celui obtenu en l'absence de respiration (figure 3.9, sujet 1). Cependant, le battement cardiaque extrait apparaît modulé par la phase respiratoire ρ . On ne peut donc pas considérer que, dans le cas général, le mouvement global de l'épicarde peut bien être modélisé par la simple sommation de 2 composantes indépendantes et il faut tenir compte de la phase respiratoire dans l'expression de la composante cardiaque :

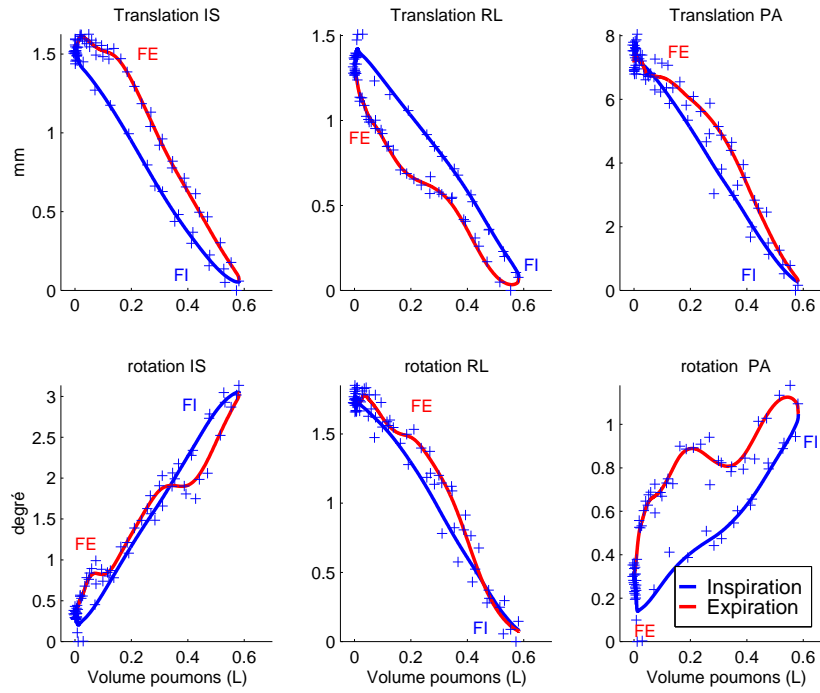


FIG. 3.23 – Interpolation par une P-spline cubique du mouvement respiratoire $Resp_{\chi'}$ en fonction du volume pulmonaire V , à partir des échantillons (+) obtenus par échantillonnages avec le signal QRS . Le choix de $\chi' = 0.5$ permet d'extraire les échantillons de la composante respiratoire du mouvement lorsque le cœur est dans sa phase de repos, de diastole.

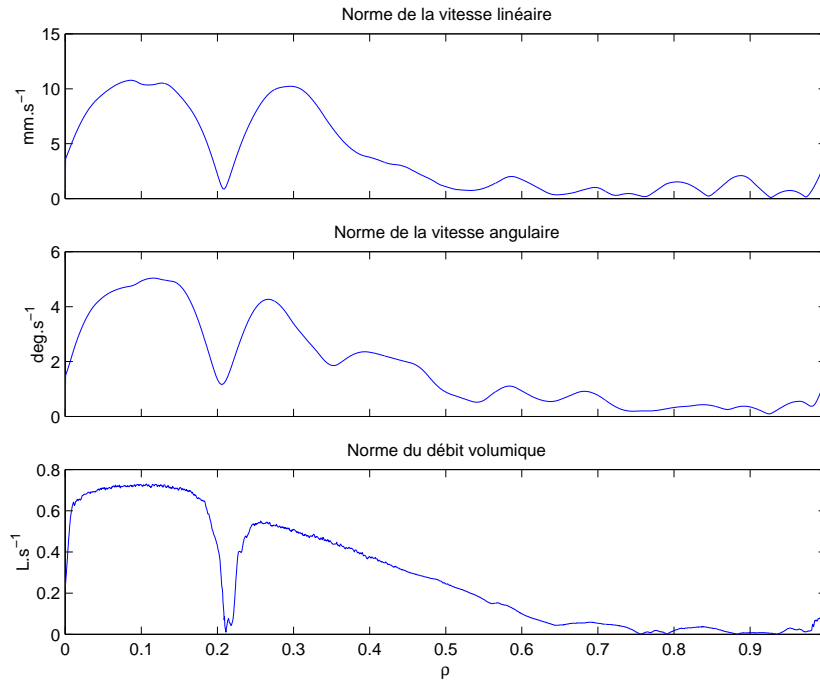


FIG. 3.24 – Relation entre le profil du débit volumique et la vitesse du mouvement respiratoire du cœur.

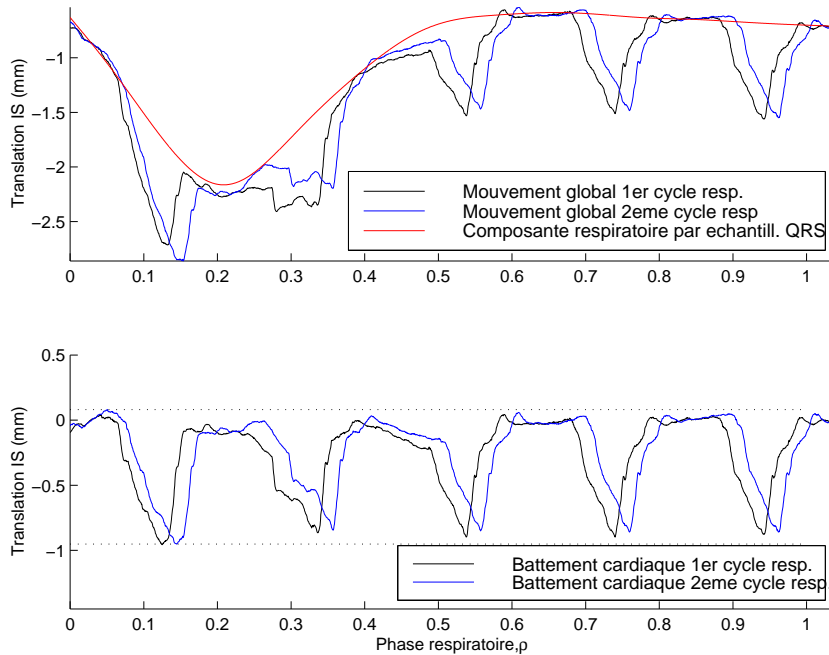


FIG. 3.25 – Séparation de la composante purement cardiaque du mouvement de translation IS par soustraction de la composante respiratoire $Resp_{\chi'}$ au mouvement global $M[k]$ sur 2 cycles respiratoires consécutifs.

$$Card_{\chi'}[k] = Card_{\chi'}(\chi, \rho) \quad (3.14)$$

Cette modulation du battement cardiaque par la phase respiratoire peut s'expliquer ainsi :

1. principalement par la rotation non négligeable subie par le cœur sous l'effet de la respiration. Dans ce cas, on ne peut plus considérer le mouvement de translation global du cœur comme une sommation. Le mouvement de l'épicaarde est au moins la composition de deux mouvements : un mouvement respiratoire qui déplace globalement le cœur dans le thorax auquel se superpose un battement cardiaque et d'éventuelles non-linéarités.
2. par des phénomènes physiologiques : le remplissage des cavités cardiaques est différent suivant l'état respiratoire [Karam84]. En effet, le cœur est une pompe qui éjecte le sang mais ne l'aspire pas. Son remplissage s'effectue uniquement par un différentiel de pression. Or lors de l'inspiration, le diaphragme descend, comprime l'abdomen et dilate la poitrine ayant pour effet d'augmenter le différentiel de pression et donc d'augmenter le remplissage du ventricule droit.

3.4 Conclusion

A l'exception de rares travaux tel que ceux de Shechter [Shechter05], les études réalisées dans le domaine de l'imagerie médicale ne portent que sur le mouvement respiratoire du cœur. Le battement cardiaque est en effet rejeté par l'utilisation d'un *gating* consistant à synchroniser les acquisitions sur un moment particulier du cycle cardiaque. Cette approche n'est pas exploitable

en chirurgie cardiaque où il n'est pas possible d'interrompre les gestes chirurgicaux et d'allonger le temps d'opération. Nous avons ainsi étudié les propriétés du mouvement local de l'épicarde d'un cœur porcine dans le contexte de la chirurgie cardiaque.

L'étude des propriétés du battement cardiaque a permis de souligner que celui-ci est répétable et entièrement déterminé par la phase cardiaque χ tant que le signal ECG est périodique. Toute modification importante de la fréquence cardiaque ou arythmie sur le signal ECG modifie le battement cardiaque. La possibilité de détecter cependant une modification du signal ECG 80 ms avant son effet sur le mouvement cardiaque permet d'envisager des procédures afin de tenir compte des arythmies.

En présence d'une respiration imposée par le respirateur, le mouvement respiratoire du cœur est invariant et périodique. On peut alors l'échantillonner pour une phase cardiaque constante et le modéliser sur l'ensemble du cycle respiratoire en fonction de la phase respiratoire. La paramétrisation de la composante respiratoire en fonction de la phase respiratoire présente l'avantage de prendre en compte explicitement le fait que la trajectoire suivie à l'inspiration diffère de celle à l'expiration.

L'approche consistant à modéliser le mouvement de l'épicarde comme la somme de 2 composantes indépendants a été invalidée. En effet le battement cardiaque extrait par soustraction de la composante respiratoire apparaît modulé par la phase respiratoire. S'appuyant sur ces conclusions, le prochain chapitre s'intéresse au développement d'un modèle de prédiction.

Compensation et prédiction du mouvement cardiaque en chirurgie à cœur battant

L'idée de la compensation du mouvement cardiaque a d'abord été introduite pour l'imagerie cardiaque. Très tôt, le signal ECG a été utilisé pour synchroniser l'acquisition avec la phase de repos du cycle cardiaque, la diastole (méthode de *gating* cardiaque, [Lanzer84]). Cependant, cette méthode ne permet pas de s'affranchir du mouvement respiratoire du cœur. Ce mouvement résiduel est alors source d'artefacts dans l'image, nuisibles au diagnostic médical.

Les premiers essais de compensation de ce mouvement respiratoire par une apnée volontaire du patient se sont révélés peu efficaces [Holland98]. La nécessité de disposer d'une mesure biologique de l'état respiratoire du patient s'est alors rapidement imposée afin de synchroniser l'acquisition avec le cycle respiratoire, en plus du cycle cardiaque. Cependant, les rares instants où les deux cycles sont simultanément à la position désirée, rendent le temps d'acquisition d'une simple image prohibitif [Fredrickson95].

Afin de pallier ce problème, la mise en place d'une compensation active du mouvement respiratoire a été proposée dans la littérature. Elle consiste à modéliser la position du cœur, lors de la diastole, en fonction d'un signal respiratoire. A partir du modèle et de la connaissance du signal respiratoire, il est alors possible de corriger en temps réel la position du plan d'acquisition de l'image pour compenser le mouvement. Manke *et al.* ont ainsi utilisé le signal ECG et la position du diaphragme comme signal respiratoire pour extraire un modèle linéaire du mouvement respiratoire du cœur [Manke03].

Cependant, aucun signal biologique n'est exploité dans les approches proposées en chirurgie cardiaque. Toutes ces approches de compensation cardiaque utilisent une identification ou un filtrage dans le domaine fréquentiel afin d'extraire la composante respiratoire [Thakral01, Ginhoux05, Bebek06b]. La quasi-périodicité du signal cardiaque et la périodicité de la respiration, imposée par le respirateur, ont motivé ces approches. Or, dans le chapitre précédent, nous avons montré que l'utilisation d'un filtrage fréquentiel ne permet pas la séparation précise des composantes respiratoire et cardiaque du mouvement de l'épicarde. Le battement cardiaque est quant à lui simplement identifié par ses premières harmoniques [Thakral01], s'il n'est pas considéré comme identique au précédent battement [Ginhoux05, Bebek06b].

Nous proposons une méthode de prédiction du mouvement de l'épicaarde dans le contexte chirurgical qui utilise à la fois les signaux de l'ECG et le volume respiratoire. Ces informations permettent une extraction et une modélisation précise du mouvement de l'épicaarde, impossible avec les approches purement fréquentielles :

- la composante périodique du mouvement respiratoire est extraite par un échantillonnage synchronisé avec l'ECG, tel qu'effectué en imagerie médicale, afin de s'affranchir du battement cardiaque. Cette composante respiratoire est alors paramétrée en fonction de la phase respiratoire par une P-spline introduite dans le chapitre précédent.
- la composante cardiaque extraite par soustraction de la composante respiratoire est un signal quasi-périodique modulé par la respiration. Nous proposons un modèle adaptatif original pour modéliser le profil du battement cardiaque en fonction du volume respiratoire : un filtre Linéaire à Paramètre Variant (LPV).

La périodicité des signaux biologiques est alors utilisée en conjonction avec les deux modèles que nous proposons ci-dessus, afin d'améliorer la prédiction du mouvement de l'épicaarde.

Dans ce chapitre, nous revenons en détails sur les méthodes proposées en imagerie médicale pour compenser le mouvement respiratoire du cœur par l'utilisation de signaux biologiques. En particulier, les méthodes de compensation active de la respiration présentent beaucoup de similitudes avec l'approche que nous proposons dans un cadre chirurgical. Les méthodes purement fréquentielles, utilisées pour la compensation et prédiction du mouvement respiratoire et cardiaque de l'épicaarde, sont ensuite présentées. Finalement, nous présentons notre méthode s'appuyant sur un filtre LPV adaptatif. Ses performances sont alors évaluées et comparées avec celles des approches antérieures.

4.1 La compensation du mouvement respiratoire du cœur en imagerie médicale (IRM)

La compensation des mouvements du cœur en imagerie par résonance magnétique (IRM) est particulièrement critique car cette modalité d'imagerie, très prometteuse, souffre d'une faible résolution temporelle.

L'évolution des méthodes de compensation du mouvement d'origine respiratoire du cœur pour l'IRM est retracée ici. D'abord passives, les approches se sont rapidement orientées vers l'utilisation d'un signal respiratoire pour aboutir à une compensation active du mouvement, lors d'une respiration libre du patient. Ces méthodes de compensation active présentent un intérêt de par leur analyse du mouvement respiratoire en fonction d'un signal biologique et par leur similitudes avec les approches que nous présenterons dans le cadre chirurgical d'une respiration contrôlée.

4.1.1 L'apnée : une compensation passive limitée

L'apnée, un arrêt conscient de la respiration chez le patient, est la première méthode proposée pour supprimer la composante respiratoire. En 1991, une méthode de visualisation par IRM des artères coronaires avec une résolution d'image atteignant 256×128 pixels est proposée [Edelman91]. L'image du cœur lors de la diastole est alors obtenue par intégration sur 16 battements successifs. La technique proposée utilise le signal ECG pour synchroniser l'acquisition

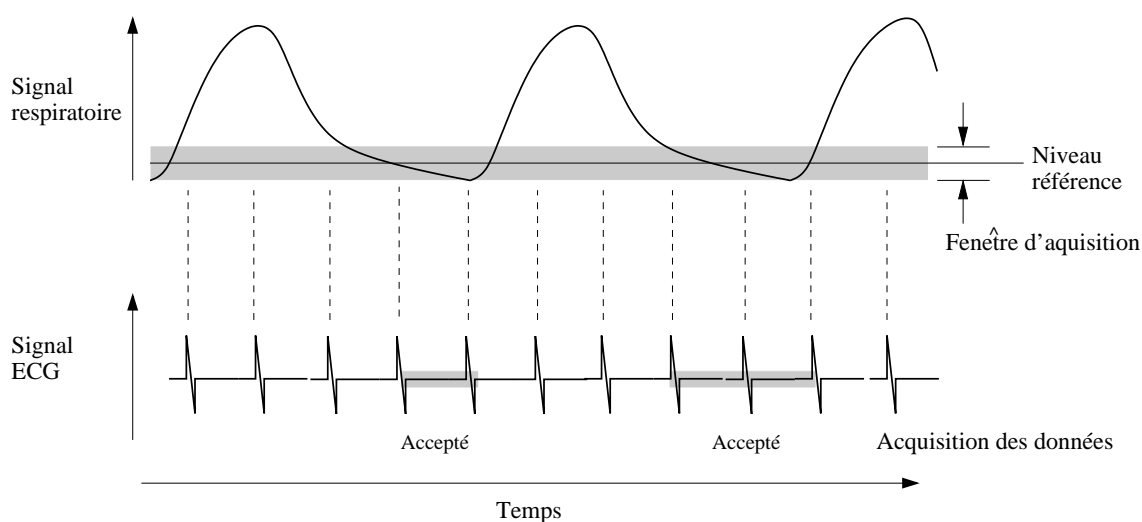


FIG. 4.1 – Schéma de principe d'un *gating* respiratoire : l'acquisition est acceptée quand le signal respiratoire est dans une zone de tolérance. (voir également [Wang96])

(*gating*) et sa durée de 12 à 16 secondes est compatible avec une apnée.

Cependant la qualité des images coronariennes n'est pas suffisante pour espérer réaliser un quelconque diagnostique. Parmi les sources de dégradation de l'image, les auteurs mentionnent particulièrement les artefacts dus à la dérive de la position globale du cœur lors de l'apnée. Cette constatation rejoint l'étude de Holland *et al.*, qui ont mis en évidence une dérive de la position du diaphragme durant les apnées [Holland98]. Ainsi, lors d'une apnée en fin d'expiration, la dérive moyenne de la position du diaphragme est de $0,15 \text{ mm.s}^{-1}$ dans la direction IS. Ces dérives de la position du diaphragme induisent des changements de position du cœur d'un battement à l'autre, dont l'amplitude peut atteindre 1 à 3 mm.

L'apnée comme méthode de compensation passive présente ainsi de sérieuses limitations :

- elle s'accompagne d'un mouvement du diaphragme et de modification de la pression thoracique à l'origine d'un déplacement complexe du cœur, surtout dans les premières secondes [Holland98].
- elle nécessite la coopération du patient, ayant la capacité physique de tenir une, voir plusieurs apnées consécutives. En chirurgie à cœur battant, la gestion de l'anesthésie et de la ventilation afin d'assurer des conditions hémodynamiques stables lors de la manipulation du cœur et de l'anastomose est un problème délicat [Murkin01, Chassot04]. L'utilisation de l'apnée n'est pas envisageable.

4.1.2 Le *gating* respiratoire : une compensation passive par déclenchement synchrone

La même année où Lanzer *et al.* introduisent le *gating* cardiaque en IRM, Ehman *et al.* expérimentent divers capteurs pour synchroniser également l'acquisition avec le cycle respiratoire [Lanzer84, Ehman84]. Le signal d'un capteur de pression fixé à une ceinture abdominale est utilisé pour la mise en place d'un *gating* respiratoire (figure 4.1).

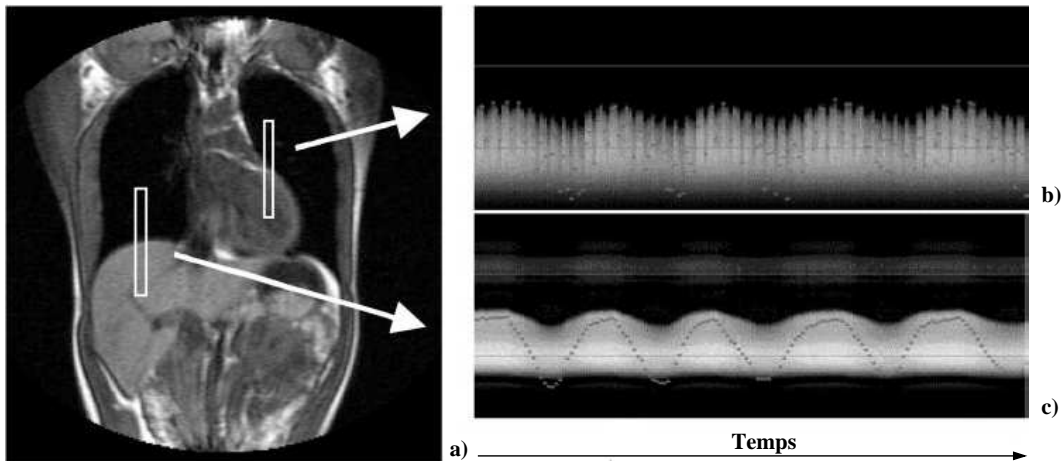


FIG. 4.2 – Exemple d'écho navigateur [Nehrke01]. La figure a) est une image complète n'ayant pour but que de visualiser le choix des "echo navigateur". Les figures b) et c) représentent, mises côte-à-côte, les images monodimensionnelles du navigateur cardiaque et respiratoire au cours du temps. Les modulations observées ont respectivement pour fréquences celle du battement cardiaque et celle de la respiration.

La mise en évidence d'une relation quasi-linéaire entre la position IS du cœur et celle du diaphragme a suggéré l'utilisation d'un écho-navigateur de la position de ce dernier comme signal respiratoire [Wang96]. L'écho-navigateur est une image mono-dimensionnelle (largeur de 1 pixel) pouvant être réalisée dans un temps inférieur à 20 ms avec la technologie IRM. Cette image, acquise à une position 3D fixe dans le repère du scanner, permet de connaître la position d'un organe au cours du temps dans une direction (figure 4.2). L'intérêt majeur d'un tel navigateur sur le diaphragme est qu'il permet de fournir une information respiratoire sans capteur autre que le scanner. Les coronarographies IRM obtenues par un *gating* respiratoire utilisant un écho-navigateur de la position du diaphragme sont supérieures à celles obtenues par rapport à l'utilisation d'un capteur de pression sur l'abdomen ou une apnée [Oshinski96]. Outre l'amélioration qualitative, le rapport signal-à-bruit de l'image est supérieur : 14,5 contre 11,9 pour l'apnée.

Cependant, l'étude de Oshinski *et al* souligne également la principale faiblesse de la méthode : l'augmentation du temps d'acquisition nécessaire à l'amélioration de la qualité de l'image. En effet, augmenter la qualité de l'image implique de réduire la taille de la fenêtre d'acquisition pour le *gating* respiratoire, augmentant automatiquement la durée totale. Ainsi dans l'étude citée, une fenêtre de 2 mm sur la position du diaphragme est utilisée, correspondant à un rejet de 60% des cycles cardiaques et donc plus du doublement du temps d'acquisition. Alors qu'il fallait 18 cycles cardiaques pour acquérir une image en utilisant un *gating* cardiaque, l'ajout d'un *gating* respiratoire porte ce nombre à un minimum de 45.

Le *gating* respiratoire, est une méthode de compensation passive du mouvement par la réalisation d'acquisitions ponctuelles en fonction d'un signal respiratoire, dont l'inconvénient majeur est que le temps d'acquisition d'une seule image qui peut devenir prohibitif. Cette approche de compensation intermittente ne présente que peu d'intérêt dans le cadre de la chirurgie cardiaque mais permet d'introduire le concept d'échos-navigateurs.

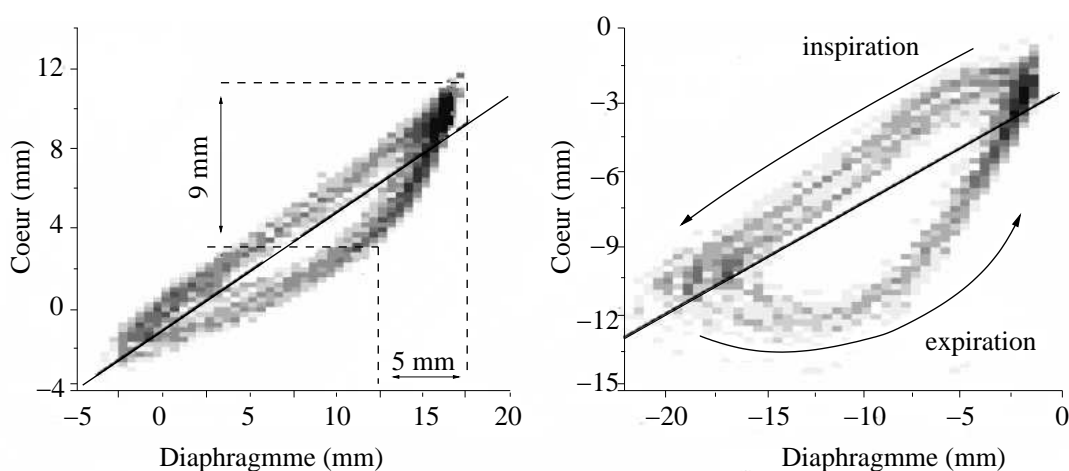


FIG. 4.3 – Étude de la position du cœur en fonction de la position du diaphragme au sein d'un écho-navigateur pour 2 patients [Nehrke01]. La ligne noire correspond au résultat de l'approximation linéaire de la fonction. L'intensité de couleur est liée au nombre de points de mesure obtenus.

4.1.3 Des navigateurs pour la modélisation et la compensation active du mouvement

L'usage généralisé des écho-navigateurs pour le gating respiratoire a motivé une nouvelle approche pour compenser le mouvement dû à la respiration : ne plus attendre que le cœur revienne à la même position dans le plan image mais **modifier en temps réel le plan d'acquisition de l'image pour compenser le mouvement respiratoire**.

Les premiers essais sur la compensation active du mouvement respiratoire en imagerie médicale ont porté sur la compensation de la translation IS du cœur. Dans [Nehrke01], le mouvement respiratoire du cœur dans la direction IS est analysé précisément en fonction de la position du diaphragme au moyen de deux navigateurs : le premier, diaphragmatique et le second, positionné sur la paroi du ventricule cardiaque gauche (figure 4.2). Il ressort de cette étude (figure 4.3) que la relation entre la position du cœur et celle du diaphragme peut-être approchée par une relation linéaire mais qu'il existe un phénomène d'hystérésis : le cœur ne suis pas le même chemin à l'inspiration et à l'expiration. De plus, la relation linéaire entre ces 2 mouvements est variable d'un patient à l'autre (voir également [Danias99]).

Cette approche, d'abord limitée à une translation a rapidement été étendue à des transformations homogènes ou affine pour mieux prendre en compte le mouvement respiratoire du cœur [Manke02, Manke03, Shechter04]. Cette approche, que nous détaillons ici, repose sur l'inter-corrélation d'images basse résolution avec une image de référence pour reconstruire le mouvement relatif du cœur. Un modèle du mouvement respiratoire linéaire par rapport à la position du diaphragme est alors identifié. Dans cette méthode, de même que toutes les méthodes précédentes, l'acquisition est synchronisée avec le signal ECG pour supprimer tout mouvement dû au battement cardiaque.

Ainsi, pour compenser en temps réel le mouvement respiratoire, Manke propose :

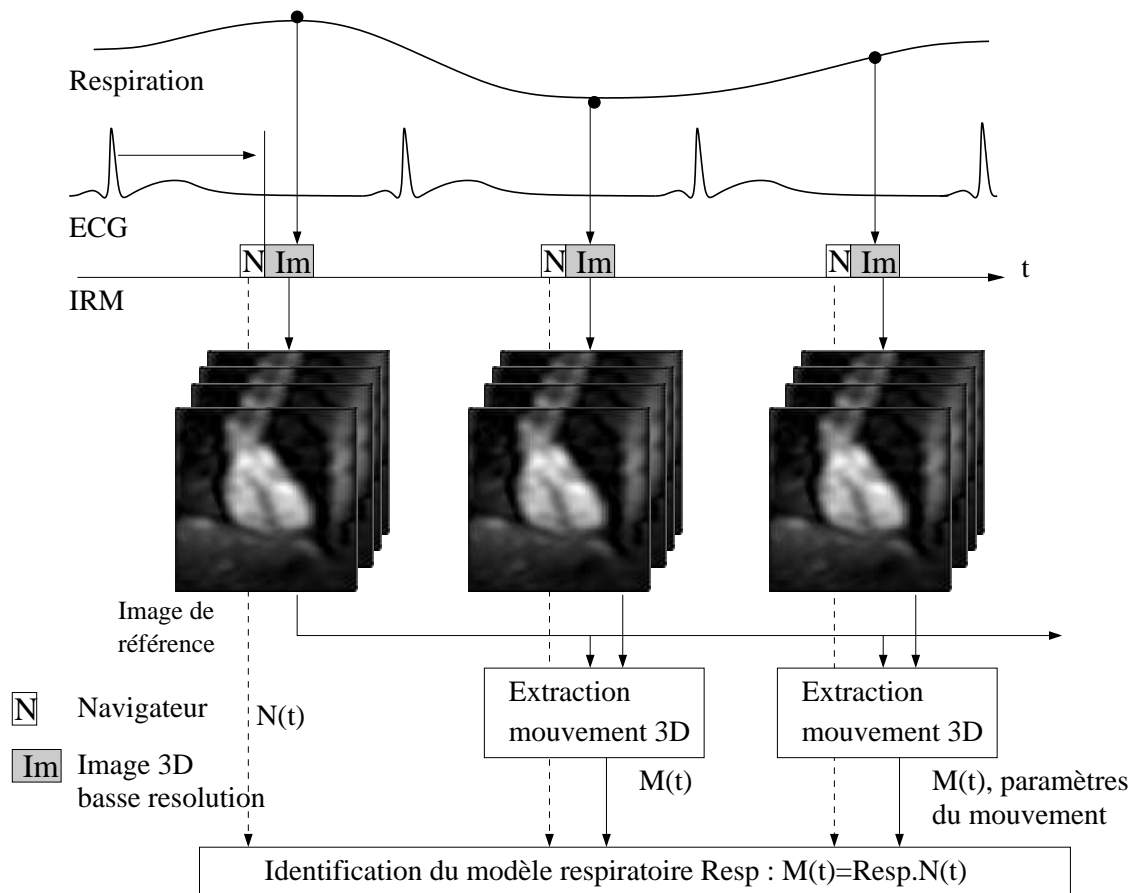


FIG. 4.4 – Détail de la méthode d'identification d'un modèle linéaire du mouvement du cœur ($Resp$) du au phénomène de respiration, proposée par [Manke02]. L'entrée "IRM" décrit le mode de fonctionnement de l'imager au cours du temps.

1. **de modéliser le mouvement 3D du cœur, noté $M(t)$, en fonction de la position du diaphragme, $N(t)$, obtenue par un écho-navigateur (figure 4.4).** Le modèle du mouvement respiratoire en fonction du mouvement du navigateur est décrit par la matrice $Resp$ telle que $M(t) = Resp \cdot N(t)$. Une régression linéaire permet alors d'identifier chacun des coefficients du modèle respiratoire $Resp$.

Cette identification, spécifique au patient, est réalisée lors d'une première étape de calibration à partir d'images 3D obtenues par IRM rapide et synchronisées avec le signal ECG. Ces images, non perturbées par les mouvements physiologiques, suffisent à extraire le mouvement relatif du cœur, par corrélation avec une image de référence et ce malgré leur faible résolution, conséquence du faible temps d'acquisition.

2. dans un second temps, le modèle du mouvement respiratoire du cœur, $Resp$, est utilisé pour compenser en temps réel la position du plan image lors de l'acquisition plus longue d'une image haute résolution. Le mode de fonctionnement de l'IRM est semblable à celui présenté dans la figure 4.4 pour l'identification du modèle : à chaque arrivée de l'onde R du signal ECG, l'appareil IRM déclenche l'acquisition rapide du navigateur, $N'(t)$, puis débute une acquisition. La seule différence ici est que le plan d'acquisition a été déplacé de $M'(t) = Resp \cdot N'(t)$ afin de compenser le mouvement respiratoire entre l'acquisition

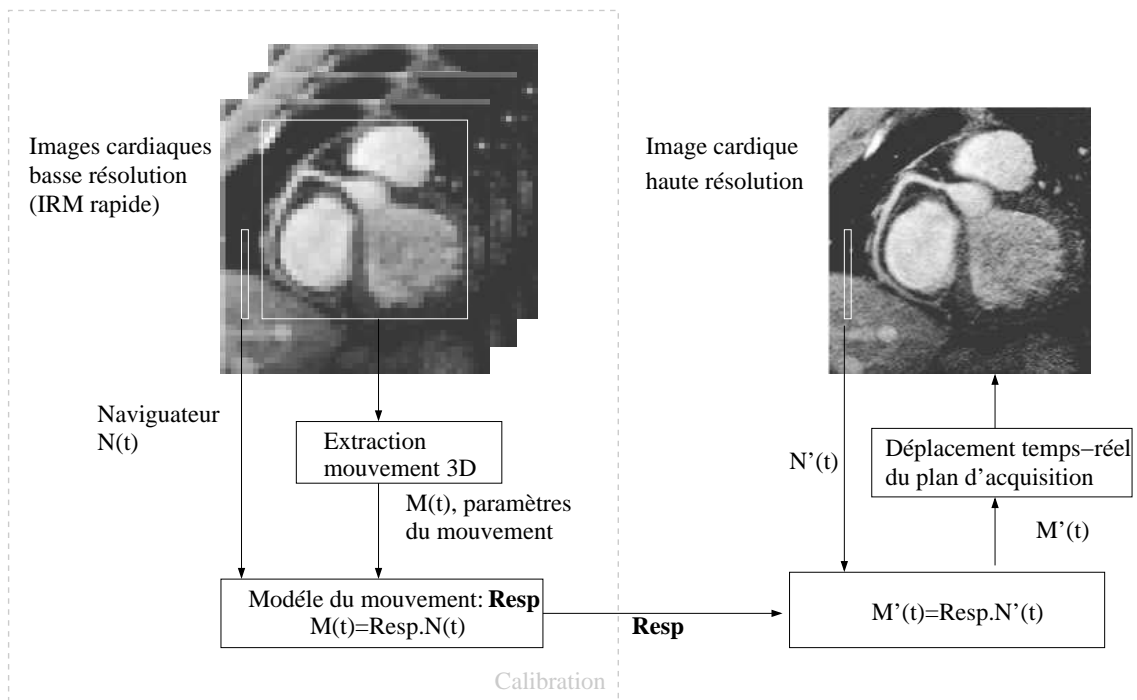


FIG. 4.5 – Méthode de compensation active proposé dans [Manke02]. Une étape de calibration permet d'identifier à partir d'images de faible résolution un modèle du mouvement respiratoire en fonction de l'information issue du navigateur, $N(t)$. Ce modèle est ensuite utilisé pour corriger la position du plan image au cours du temps lors de l'acquisition d'une image haute résolution.

du navigateur et celle de l'image.

On notera que cette méthode se limite à une relation linéaire statique du modèle vis-à-vis du navigateur (ou des navigateurs [Manke03]). Cependant, le mouvement réel est plus complexe : on peut considérer une translation, une transformation rigide (trois translations et trois rotations) ou encore un modèle affine (ajout de torsion et compression). L'étude menée par Shechter [Shechter04] montre que la prise en compte des rotations est nécessaire afin d'augmenter la précision, car le cœur subit une rotation cranio-caudale non-négligeable ($1,5^\circ \pm 0,9$) avec la respiration.

Afin d'illustrer l'intérêt de la compensation active, le résultat de l'acquisition d'une image de l'artère coronaire droite est présenté sur la figure 4.6 à la fois avec une méthode de compensation selon la direction IS uniquement et avec une compensation 3D avec calibrage en ligne par la méthode de Manke. On note une réduction importante du flou avec la compensation active suivant les trois directions en translation.

4.2 Les approches fréquentielles de compensation en chirurgie cardiaque

La façon de gérer la composante respiratoire diffère radicalement en imagerie et en chirurgie à cœur battant. Il existe une différence majeure entre l'imagerie médicale et la chirurgie qui influe énormément sur la compensation des mouvements physiologiques : le mode respiratoire. Alors

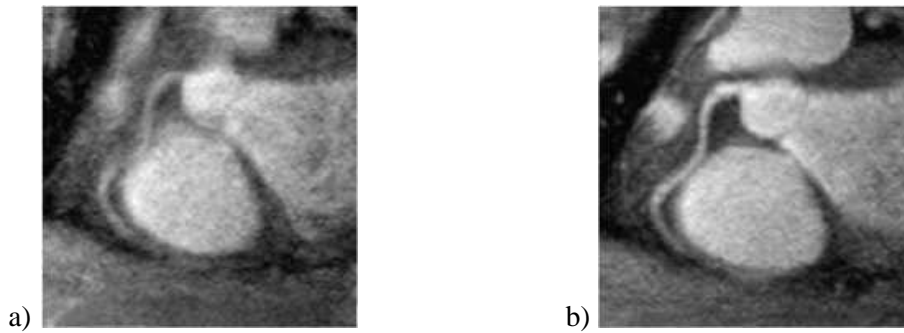


FIG. 4.6 – Images de l'artère coronaire droite obtenues par compensation active de la respiration avec : a) compensation unique selon la direction IS d'un rapport 0.6 entre la position du diaphragme et le plan image, b) avec compensation suivant 3 translations et calibrage par la méthode de Manke, [Manke03].

qu'en imagerie médicale le patient respire librement, lors d'une opération chirurgicale, le patient est anesthésié et placé sous respiration contrôlée par un appareil de ventilation. La respiration du patient est alors complètement gérée mécaniquement et devient parfaitement répétitive d'un cycle respiratoire à l'autre.

En lieu et place des modèles utilisés en imagerie médicale, s'appuyant sur des signaux biologiques pour identifier des modèles du mouvement, des approches fréquentielles ont été proposées pour prédire le mouvement cardiaque en utilisant la quasi-périodicité du battement cardiaque et la périodicité de la respiration contrôlée. Dans le cas général, le rapport entre les fréquences cardiaque et respiratoire n'est pas un nombre rationnel. Par conséquent, la somme d'une composante cardiaque à une certaine période et d'une composante respiratoire à une autre période, non harmonique de la période cardiaque dans le cas général, ne résulte pas en un signal global périodique.

La littérature actuelle fait état de deux approches, exploitant la périodicité, pour prédire et modéliser le mouvement cardiaque :

- une approche par correspondance ("matching") entre un vecteur de caractéristiques portant sur la position actuelle de l'épicarde et un historique de caractéristiques. Le signal prédit correspond alors au signal passé dont le vecteur de caractéristiques est le plus proche [Ortmaier05].
- les approches adaptatives d'identification fréquentielle. Que l'on considère l'approche proposée par Ginhoux *et al.* [Ginhoux05] utilisant un algorithme d'identification adaptatif d'harmoniques ou les approches d'identification fréquentielles développées par Riviere *et al.* [Riviere96], elles reposent sur la même méthode : l'identification en ligne des coefficients de la décomposition en série de Fourier d'un signal périodique.

L'approche développée par Ortmaier *et al.* [Ortmaier05] utilise une caméra endoscopique pour accéder au mouvement du myocarde et présente l'intérêt d'utiliser directement des marqueurs naturels à la surface du cœur comme repère de position. En contrepartie, l'étude se limite à la prédiction du déplacement 2D de ces marqueurs sans reconstruction du mouvement local. Cette approche utilise des vecteurs de points caractéristiques de la position actuelle du cœur et recherche dans le passé le vecteurs de points caractéristiques le plus proche de l'actuel afin d'en déduire le mouvement à venir. L'erreur moyenne de prédiction à un pas est respectivement de

0,4 mm et 0,8 mm pour chacune des directions du plan, ce qui correspond à une erreur de 10% par rapport au mouvement résiduel du cœur stabilisé par pression (6 mm et 8 mm d'amplitude). On notera que l'utilisation des signaux biologiques est envisagée dans la méthode comme caractéristiques additionnelles de la position cardiaque, afin de rendre la prédiction robuste vis-à-vis de la perte de points dans l'image. Les inconvénients de cette méthode sont la nécessité de stocker un long historique des positions passées (supérieur à une minute) et une précision fortement dépendante du degré de périodicité du mouvement global.

Les approches par identification fréquentielles ne présentent pas les inconvénients précédents. Elles visent à identifier les coefficients ($A_{r,c}, A_{r,s} | r = 1..N$) des N premiers termes de la décomposition en série de Fourier d'un signal $s[k]$:

$$\hat{s}[k] = \sum_{r=1}^N A_{r,c} \cos(r w_0 k) + A_{r,s} \sin(r w_0 k) \quad (4.1)$$

avec w_0 la pulsation fondamentale exprimée en rad/pas d'échantillonnages.

Si w_0 est connue, l'identification des coefficients peut être réalisée en ligne à l'aide d'un algorithme de descente de gradient, noté LMS (Least Mean Square), destiné à faire converger l'erreur $e[k]$ entre le signal et sa série de Fourier $\hat{s}[k]$ vers zéro. Cette méthode d'identification d'un signal périodique porte le nom de FLC (Fourier Linear Combiner) [Vaz89]. Le schéma de principe du FLC est représenté sur la figure 4.7. L'algorithme du gradient utilisé pour estimer les coefficients $A_{r,c}, A_{r,s} | r = 1..N$ est décrit ci-dessous :

$$X[k] = \begin{cases} \sin(w_0.k) \\ \cos(w_0.k) \\ \vdots \\ \sin(N.w_0.k) \\ \cos(N.w_0.k) \end{cases} \quad A[k] = \begin{cases} A_{1,c} \\ A_{1,s} \\ \vdots \\ A_{N,c} \\ A_{N,s} \end{cases} \quad (4.2)$$

$$\hat{s}[k] = A[k]^T . X[k] \quad (4.3)$$

$$e[k] = s[k] - \hat{s}[k] \quad (4.4)$$

$$A[k+1] = A[k] + 2.\mu.X[k].e[k] \quad (4.5)$$

avec μ , le pas de descente du gradient.

L'utilisation de cet algorithme pour identifier un signal périodique nécessite de connaître la fréquence fondamentale. Rivière a développé une version plus sophistiquée permettant également d'estimer simultanément cette fréquence [Riviere96]. Ce raffinement n'est cependant pas nécessaire dans le contexte du mouvement cardiaque, car les signaux biologiques permettent d'évaluer précisément les fréquences.

Le TFLC (Tied FLC), proposé par Thakral pour identifier le mouvement cardiaque, repose alors sur une stratégie en deux étapes [Thakral01] :

1. Le mouvement respiratoire de l'épicaire, $Resp[k]$, est identifié et extraite du mouvement total, $M[k]$, par la méthode fréquentielle avec la fréquence respiratoire comme fondamental. L'algorithme utilisé est le FLC décrit précédemment où le pas de descente du

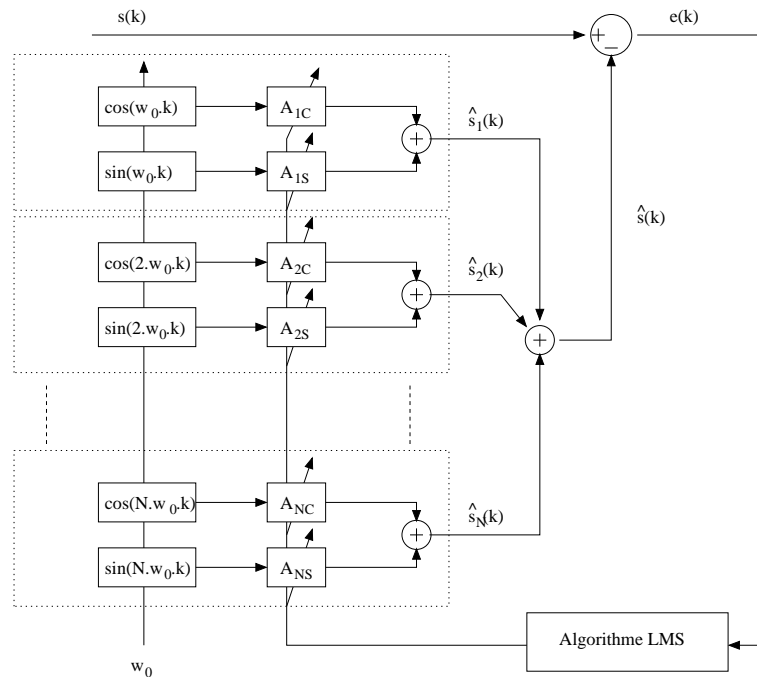


FIG. 4.7 – Schéma de principe de l'identification harmonique d'un signal par un algorithme FLC. w_0 est la pulsation fondamentale du signal $s[k]$ à identifier. L'estimation du signal est $\hat{s}[k]$, tandis que $\hat{s}_l[k]$ est l'estimation de l'harmonique de rang $l - 1$.

gradient μ est adapté en fonction de l'erreur d'identification pour accélérer la convergence [Kwong92]. L'erreur d'identification est attribuée à la composante cardiaque du mouvement qui est de fréquence différente :

$$e[k] = M[k] - Resp[k] \quad (4.6)$$

$$Card[k] = e[k] \quad (4.7)$$

2. Le battement cardiaque est modélisé dans une seconde étape par un FLC classique où μ , le pas de descente du gradient est choisi constant. Le fondamental du signal à identifier quant-à-lui est extrait du signal ECG ou identifié en ligne. Certaines approches ne modélisent pas ce battement cardiaque, après soustraction de la composante respiratoire, mais considèrent simplement qu'il est identique au précédent battement [Ginhoux05, Bebek06b].

Thakral rapporte dans son étude une erreur moyenne de 10% pour la modélisation du mouvement d'un cœur de rat. Cet algorithme sera évalué et utilisé comme référence dans la suite de ce chapitre pour comparaison avec la méthode de prédiction que nous proposons. La figure 4.8 illustre les résultats obtenus lors de l'identification des composantes respiratoires et cardiaques du mouvement de translation d'un cœur porcin dans la direction IS.

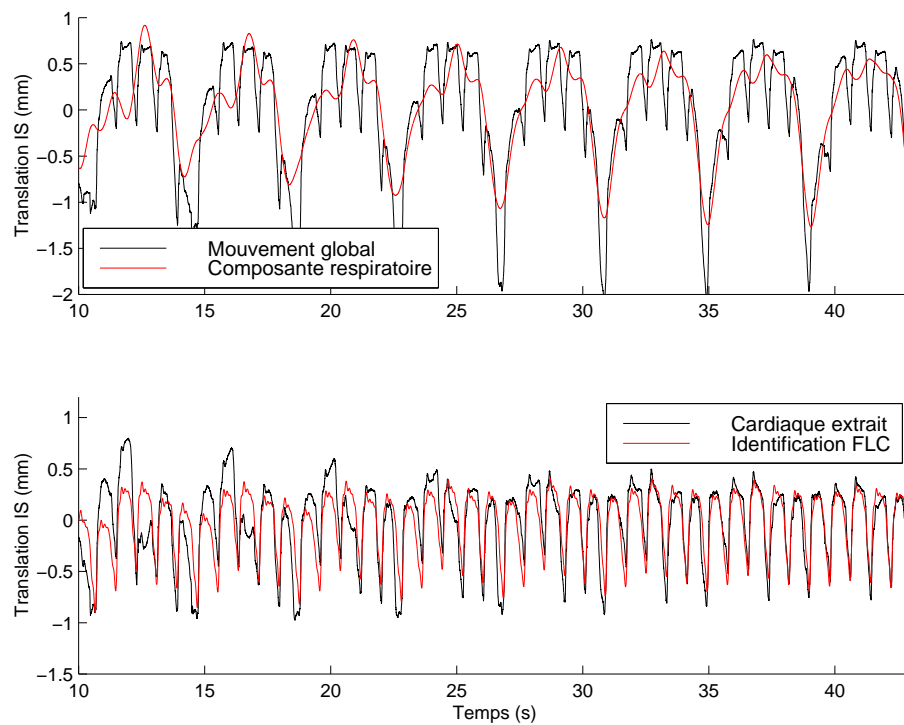


FIG. 4.8 – Exemple d'application de la méthode TFLC sur le mouvement cardiaque. La figure supérieure représente le résultat du première étage d'identification de la composante du mouvement à la fréquence respiratoire. La figure inférieure montre le mouvement résiduel après soustraction de la composante respiratoire au mouvement global. Ce mouvement résiduel est attribué au mouvement d'origine cardiaque et identifié par le second étage du TFLC

4.3 Un modèle de prédiction du battement cardiaque utilisant les signaux biologiques

Le modèle original que nous proposons repose sur l'étude du mouvement de l'épicaarde à partir des signaux biologiques, développée dans le précédent chapitre :

- la composante respiratoire $Resp[k]$ n'est pas linéaire en fonction du volume respiratoire, cependant dans le cadre d'une respiration contrôlée, elle est entièrement déterminée par ρ , la phase respiratoire.
- la composante cardiaque $Card[k]$ est caractérisée par χ , la phase cardiaque définie par les complexes QRS de l'ECG. Cependant en présence de respiration, cette composante est modulée en fonction de la phase respiratoire.

Le mouvement global de l'épicaarde, $M[k]$, est alors la somme de ces 2 composantes décrites par des vecteurs d'attitude :

$$M[k] = Resp[k] + Card[k] = Resp_{\chi'}(\rho[k]) + Card_{\chi'}(\chi[k], \rho[k]) \quad (4.8)$$

Dans la suite de l'exposé, la modélisation et le principe de prédiction sont présentés pour la translation dans la direction IS, l'approche restant valable pour l'ensemble des 6 degrés de liberté.

La composante respiratoire $Resp_{\chi'}[k]$ est extraite par échantillonnage synchrone avec l'horloge $QRS_{\chi'}[k]$ dérivée du signal ECG. Celle-ci est alors paramétrée en fonction de ρ par une P-spline $Resp_{\chi'}(\rho)$ comme introduit dans le chapitre précédent.

Nos travaux sont proches de ceux de Schester *et al* qui reposent sur une mesure du mouvement obtenu par le déplacement des artères coronaires au cours du temps [Shechter05]. Le réseau coronarien y est reconstruit en 3D à partir de deux radiographies synchrones dans des plans différents. Le mouvement $M[q, k]$ d'un point q de l'arbre coronaire est alors modélisé par la somme de deux B-splines : une fonction de la phase cardiaque mesurée par l'ECG (χ) et une seconde, fonction de la phase respiratoire (ρ) mesurée par un *écho-navigateur* sur le diaphragme. L'estimation $\hat{M}[q, k]$ du mouvement du réseau coronarien est alors donnée par :

$$M[q, k] \approx \hat{M}[q, k] = Resp(q, \rho[k]) + Card(q, \chi[k]) \quad (4.9)$$

Cette étude en imagerie médicale est relativement unique dans le sens où elle n'utilise pas de *gating* cardiaque pour s'affranchir du battement mais le modélise par une spline. Elle se rapproche ainsi des nécessités de l'application chirurgicale. Cependant, elle néglige la modulation que cause la respiration sur la composante cardiaque et n'a pas été appliquée à la prédiction du mouvement. Appliquée à la correction d'image angiographique, une compensation de 84 à 85% du mouvement à la fois d'origine respiratoire et cardiaque est relevée.

4.3.1 Un modèle linéaire à paramètres variants du battement cardiaque

La composante cardiaque, isolée par soustraction du mouvement respiratoire identifié précédemment, est une fonction périodique de la phase cardiaque χ modulée par la respiration (voir section 3.3.3). La problématique se résume à la modélisation du mouvement dû à un battement sur une période cardiaque et modulé par ρ .

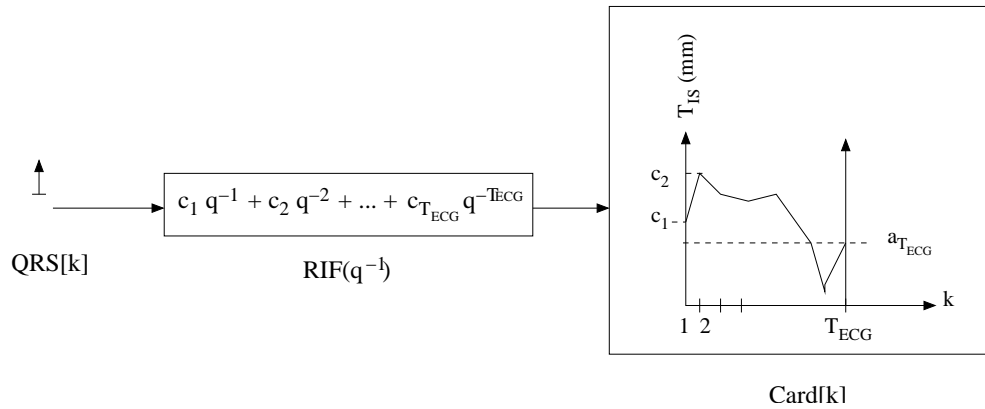


FIG. 4.9 – Modélisation de la composante cardiaque au mouvement de translation IS (T_{IS}) par un filtre RIF en réponse au signal impulsionnel $QRS[k]$. Les coefficients du filtre modélisent le profil du battement cardiaque.

Modélisation du battement par un filtre RIF à paramètres variants

Une méthode originale consiste à considérer le mouvement du battement cardiaque entre deux complexes QRS, $Card[k]$, comme la réponse impulsionnelle d'un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF). Signalons que l'utilisation d'un filtre adaptatif, excité par des impulsions corrélées avec l'événement à modéliser, a également été proposée pour moyenner un signal ECG dans [Laguna92].

Les coefficients du filtre RIF sont alors simplement les T_{ecg} échantillons d'un battement cardiaque $Card[k]$ tel qu'illustré sur la figure 4.9 :

$$Card[k] = \sum_{i=1}^{T_{ecg}} c_i \cdot QRS_{\chi'}[k-i] \quad (4.10)$$

$$(4.11)$$

avec $c_1, \dots, c_{T_{ecg}}$, les coefficients du filtre RIF représentant le profil du battement cardiaque sur une période.

Ce modèle ne permet cependant pas de prendre en compte la modulation du profil due à la respiration. Aussi, un modèle linéaire à paramètres variants dépendant du volume des poumons $V[k]$ est proposé, où chaque terme c_i dépend affinement du volume :

$$c_i[k] = c_{i0} + c_{i1}V[k] \quad (4.12)$$

Avec cette formulation, les coefficients c_{i0} représentent la valeur de la position cardiaque en fin d'expiration, i échantillons après le précédent complexe QRS, et c_{i1} la variation de cette position linéairement par rapport au volume d'air dans les poumons, V .

Identification récursive des coefficients du Filtre LPV

Par processus d'identification, on désigne généralement l'identification des paramètres d'un modèle à partir de données expérimentales afin de modéliser un système. Ce processus passe par :

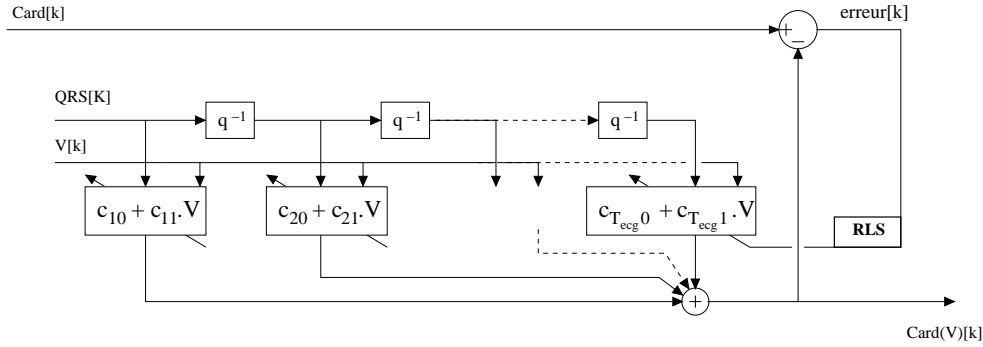


FIG. 4.10 – Identification adaptative de la composante cardiaque du mouvement $Card[k]$ par un filtre linéaire à coefficients dépendants du volume respiratoire ($V[k]$).

- le choix d’une structure paramétrique pour le modèle
 - le choix d’un critère J à minimiser permettant d’évaluer la qualité du modèle
 - le calcul d’optimisation de la meilleure valeur, θ^* , des paramètres minimisant le critère J .
- Parmi les nombreuses structures de modèles paramétriques, les modèles ayant la propriété d’être linéaires par rapport aux paramètres (LRP) ont la particularité d’avoir une solution explicite au calcul de θ^* pour certains critères [Walter94, Ljung99]. Ainsi, notons $y_m(k, \theta, u)$ la sortie du modèle de paramètre θ à l’échantillon k quand une entrée $u(\tau)$ avec $0 \leq \tau \leq N.k$ a été appliquée. La structure de ce modèle à temps discret est dite LRP si sa sortie vérifie le principe de superposition par rapport aux paramètres : $\forall \alpha, \beta \in \mathbb{R}$

$$y_m(k, \alpha\theta_1 + \beta\theta_2, u) = \alpha y_m(k, \theta_1, u) + \beta y_m(k, \theta_2, u) \quad (4.13)$$

La sortie d’un tel modèle LRP peut se réécrire sous la forme d’une régression linéaire :

$$y_m(k, \theta, u) = \phi^T(k, u)\theta \quad (4.14)$$

où ϕ est appelé vecteur régresseur.

Dans le cas où un critère quadratique sur l’erreur entre le système et le modèle ($e(k) = y(k) - y_m(k)$) est choisi, l’algorithme des moindres carrés en temps discret permet d’identifier θ^* , correspondant au meilleur modèle au sens du critère quadratique $J(\theta)$:

$$J(\theta) = \sum_{k=1}^N e^2(k) \quad \text{avec } N \text{ le nombre d'échantillons} \quad (4.15)$$

$$\theta^* = \left[\sum_{k=1}^N \phi(k)\phi^T(k) \right]^{-1} \left[\sum_{k=1}^N \phi(k)y(k) \right] \quad (4.16)$$

Cet algorithme existe également sous une forme récursive particulièrement pratique pour l’identification en ligne d’un modèle en permettant de traiter les données au fur et à mesure. Outre cette forme récursive de l’algorithme des moindres carrés, le filtre de Kalman discret, qui est une autre forme de filtre récursif généralement employé pour reconstruire les états d’un système dynamique, peut être employé afin d’identifier θ^* , les paramètres optimaux du modèle [deMathelin01].

Dans le cas présent, le modèle du mouvement cardiaque, décrit précédemment comme un filtre RIF, est linéaire par rapport aux paramètres $\{(c_{i0}, c_{i1}), i = 1, \dots, T_{ecg}\}$ à estimer et peut donc se réécrire :

$$Card_{\chi'}[k] = \phi^T[k]\theta[k] \quad (4.17)$$

où le vecteur θ des paramètres et le régresseur ϕ s'écrivent :

$$\theta[k] = \begin{bmatrix} c_{10} \\ c_{20} \\ \vdots \\ \frac{c_{T_{ecg}0}}{c_{11}} \\ c_{21} \\ \vdots \\ c_{T_{ecg}1} \end{bmatrix}, \phi[k] = \begin{bmatrix} QRS_{\chi'}[k-1] \\ QRS_{\chi'}[k-2] \\ QRS_{\chi'}[k-3] \\ \vdots \\ \frac{QRS_{\chi'}[k-T_{ecg}]}{V[k].QRS_{\chi'}[k-1]} \\ \frac{V[k].QRS_{\chi'}[k-2]}{V[k].QRS_{\chi'}[k-3]} \\ \vdots \\ \frac{V[k].QRS_{\chi'}[k-T_{ecg}]}{V[k].QRS_{\chi'}[k-T_{ecg}]} \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Afin d'identifier un battement cardiaque dont la forme varie lentement dans le temps, un filtre de Kalman discret est utilisé pour l'estimation récursive des paramètres θ . Prenons en compte la présence de bruits sur le système :

$$\text{Equation d'état :} \quad \theta[k+1] = \theta[k] + r[k] \quad (4.19)$$

$$\text{Equation de sortie :} \quad Card_{\chi'}[k] = \phi^T[k]\theta[k] + w[k+1] \quad (4.20)$$

où

– $r[k]$ est un vecteur de bruit blanc de covariance $E\{r[k]r^T[k]\} = R[k] \geq 0$,

– $w[k]$ est un bruit blanc de variance $E\{w[k]^2\} = W[k] > 0$.

Le filtre de Kalman donne alors l'estimateur non-biaisé $\hat{\theta}$ des paramètres θ , qui minimise la covariance de l'erreur d'estimation $P[k]$:

$$\hat{\theta}[k+1] = \hat{\theta}[k] + K[k+1][Card_{\chi'}[k] - \phi^T[k]\hat{\theta}[k]] \quad (4.21)$$

où $Card_{\chi'}[k] - \phi^T[k]\hat{\theta}[k]$ est l'erreur de prédiction de la sortie et $K[k]$ le gain de Kalman donné par les équations récurrentes suivantes :

$$P[k+1] = P[k] - K[k+1]\phi^T[k+1]P[k] + R[k+1] \quad (4.22)$$

$$K[k+1] = \frac{P[k]\phi[k+1]}{W_{k+1} + \phi^T[k+1]P[k]\phi[k+1]} \quad (4.23)$$

On initialise en général l'algorithme avec une matrice de covariance $P[0] = \lambda\mathbb{I}$, $\lambda > 0$ et une valeur a priori du vecteur $\theta[0]$.

Ce filtre de Kalman est équivalent à un algorithme des moindres carrés récursif (RLS) pondéré et régularisé [deMathelin01]. Dans le cas où les covariances $R[k] = 0$ et $W[k] = 1$, le filtre de Kalman est identique à l'algorithme des moindres carrés récursifs. Les covariances du bruit de modèle et du bruit de mesure permettent de réglage du filtre de Kalman. Ainsi, la variance $W[k]$

permet de pondérer la contribution de l'information obtenue à l'instant k . On choisit ici $W[k]$ constant ($W[k] = 1$). La matrice de covariance $R[k]$ permet alors de régler la dynamique de l'estimateur. Pour des valeurs faibles, l'estimation converge plus rapidement mais l'adaptation ne se fait plus. Pour des valeurs trop élevées, l'adaptation est trop rapide et l'effet de filtrage insuffisant. Un compromis satisfaisant a été trouvé avec $R[k] = \gamma \mathbb{I}$ et $\gamma = 10^{-3}$.

Les résultats obtenus avec cet algorithme sont présentés sur les figures 4.11 et 4.13, alors que la figure ?? montre la convergence de quelques uns des paramètres identifiés du modèle. Le signal cardiaque identifié par notre filtre RIF-LPV est comparé à une identification par un filtre sans utilisation de l'information du volume respiratoire ("identification RLS"). La prise en compte du volume permet une réduction significative de l'erreur de modélisation sur l'ensemble du cycle respiratoire (??).

4.3.2 Le modèle de prédiction du mouvement de l'épicarde

Le schéma d'identification global de l'épicarde, intégrant les composantes cardiaque et respiratoire, est présenté sur la figure 4.15. Les seules entrées de ce modèle, outre le mouvement à identifier, sont les signaux biologiques du patient. La propriété de périodicité de la respiration contrôlée et celle de quasi-périodicité du battement cardiaque permettent alors d'envisager la prédiction du mouvement sur un horizon temporel important. C'est cette propriété de périodicité qui a motivé les approches de prédiction basées sur des méthodes purement fréquentielles.

S'il est possible de prévoir Δ échantillons futurs des signaux biologiques, il est alors possible de connaître a priori le mouvement de l'épicarde sur un horizon Δ , grâce au modèle identifié précédemment. En supposant la périodicité des signaux sur au moins deux périodes cardiaques consécutives, les signaux biologiques à l'instant $k + \Delta$ dans le futur sont obtenus en retardant respectivement les signaux cardiaques et respiratoires par un nombre d'échantillons égale à $T_{ecg} - \Delta$ et $T_{resp} - \Delta$. La figure 4.16 schématise cette méthode de prédiction.

4.3.3 Évaluation et comparaison du modèle avec les approches fréquentielles

Afin d'évaluer les propriétés du modèle LPV proposé et la précision obtenue, celui-ci est comparé à l'approche fréquentielle disponible dans la littérature, et plus particulièrement à l'approche TFLC proposée par Thakral *et al.* [Thakral01].

Les deux approches sont évaluées sur un horizon de prédiction d'un battement entier ($\Delta = T_{ecg}$) et d'un demi-battement ($\Delta = T_{ecg}/2$). L'intégrale de l'erreur quadratique entre la prédiction et la position effective à $k + \Delta$ est relevée pour les six coordonnées de position et d'orientation de l'épicarde après convergence des algorithmes d'identification des modèles. Les résultats sont présentés dans les tableaux 4.1 et 4.2 et l'on constate que :

- Pour les deux horizons de prédiction, l'erreur est de 40 à 60% moindre avec le modèle proposé utilisant les signaux biologiques qu'avec une approche purement fréquentielle.
- Le modèle proposé, plus précis, est peu sensible à la taille de l'horizon de prédiction. Les erreurs de prédiction sur un horizon de $T_{ecg}/2$ et T_{ecg} échantillons sont quasi-identiques.
- Au contraire, la méthode fréquentielle voit ses performances se dégrader avec l'allongement de l'horizon de prédiction (erreur stable pour deux coordonnées et en augmentation de près de 50% pour les quatre autres). Cette dégradation s'explique notamment par la non-prise en

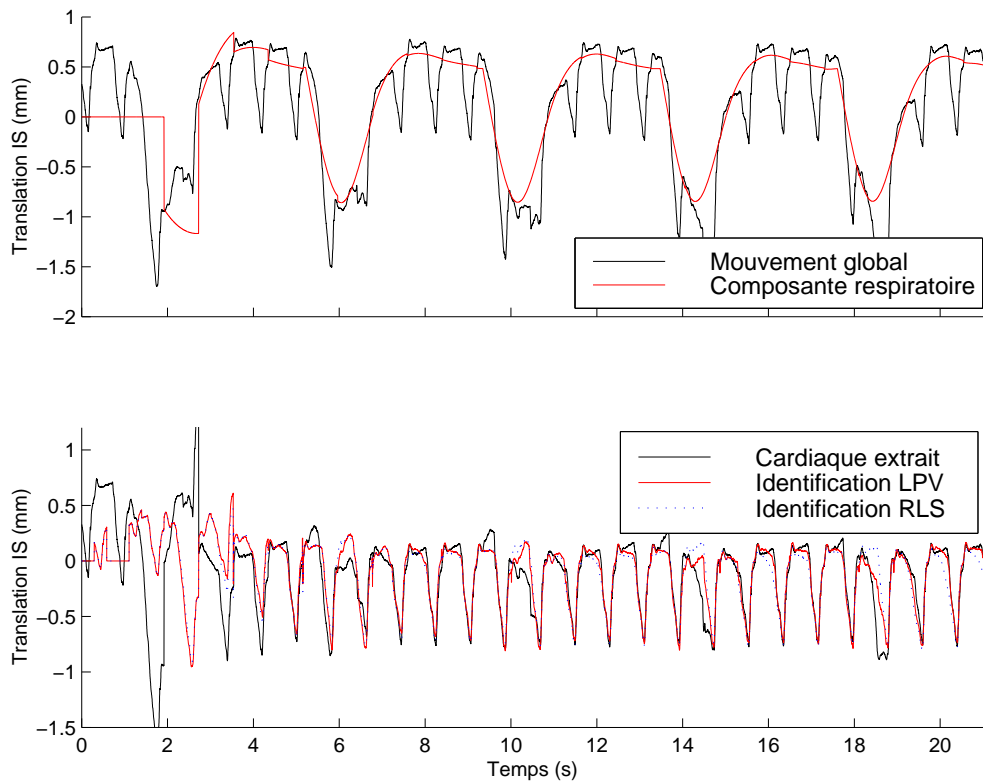


FIG. 4.11 – Résultat de l'identification de la composante respiratoire (en haut) et cardiaque (bas) du mouvement du cœur pour la translation T_{IS} . Les résultats de l'identification de la composante cardiaque sont présentés à la fois pour le modèle sans prise en compte de la modulation par le volume respiratoire $RLS[k]$ et pour le modèle LPV.

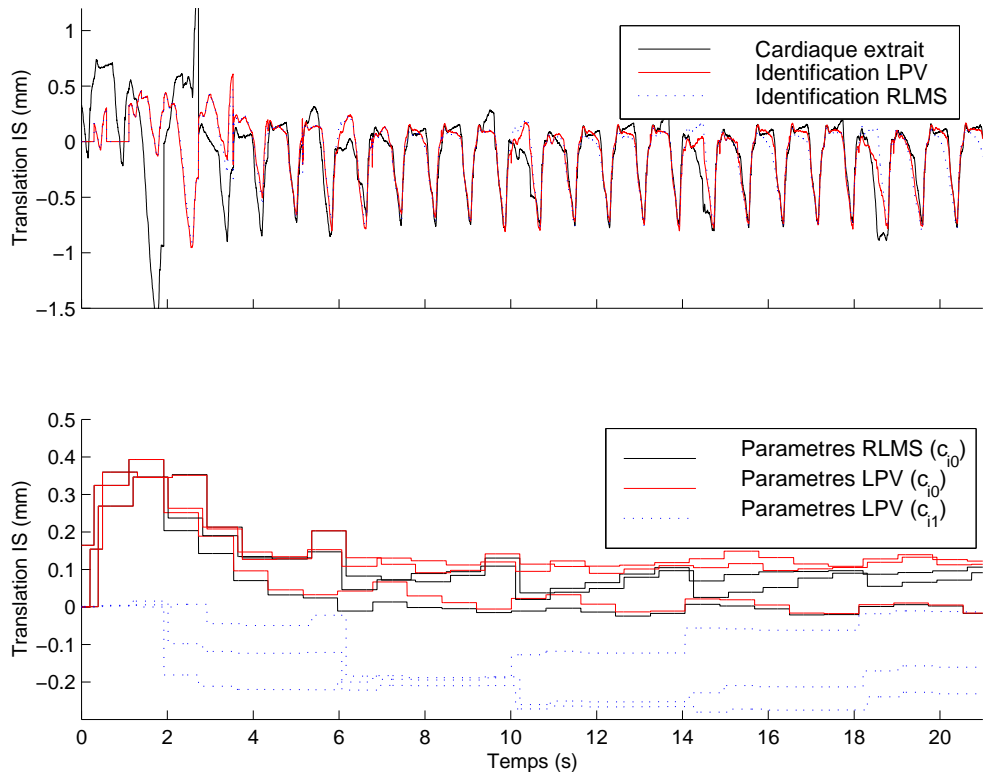


FIG. 4.12 – Convergence de l'estimation récursive de 3 des paramètres pour le modèle RLS (c_i , $i = \{1, 50, 100\}$) et de 3 couples de paramètres pour le modèle LPV ((c_{i_0}, c_{i_1}) $|$ $i = \{1, 50, 100\}$), les paramètres (c_{i_1}) exprimant la variation de position du cœur en fonction du volume respiratoire V .

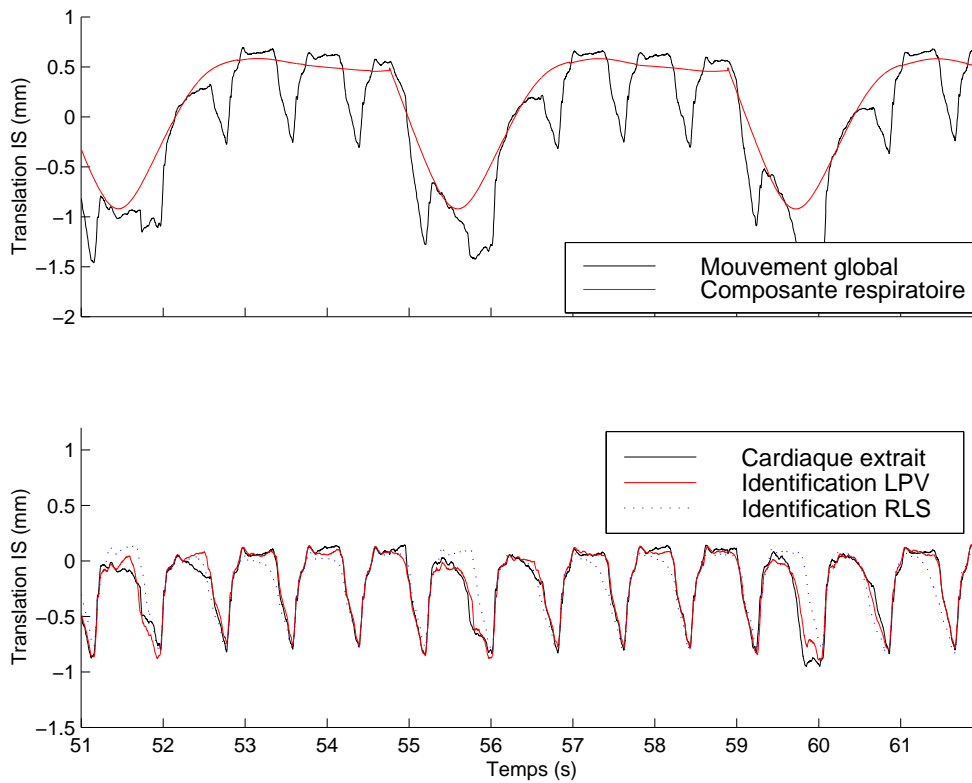


FIG. 4.13 – Détail du résultat de l'identification de la composante respiratoire et cardiaque de la figure 4.11, après convergence des algorithmes.

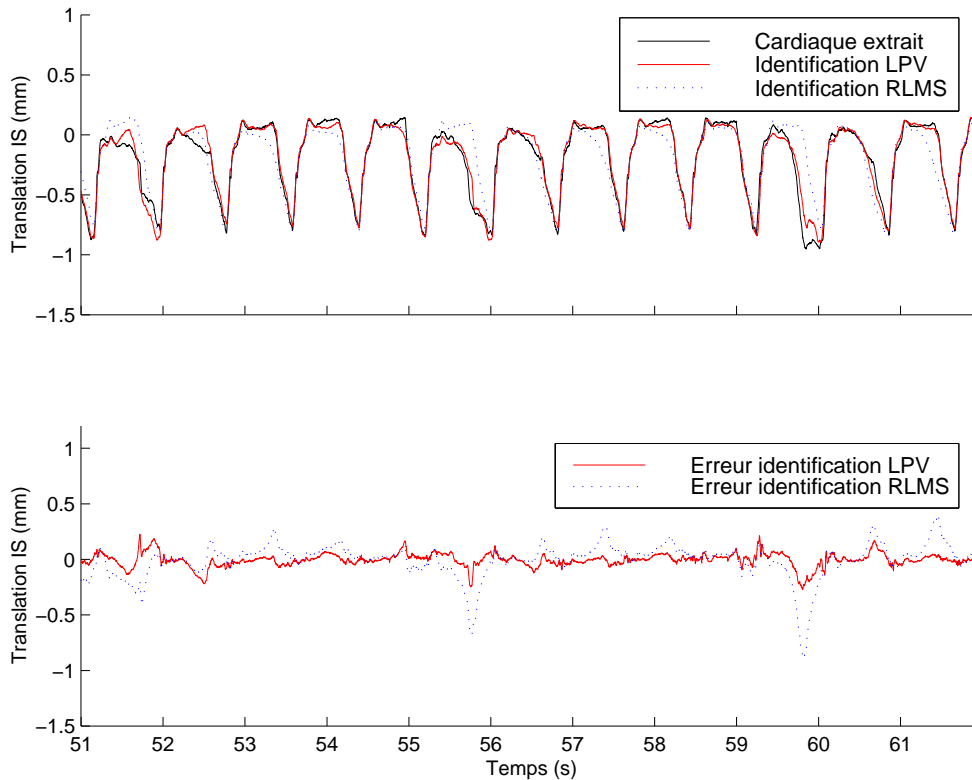


FIG. 4.14 – Erreur d'identification de la composante cardiaque extraite.

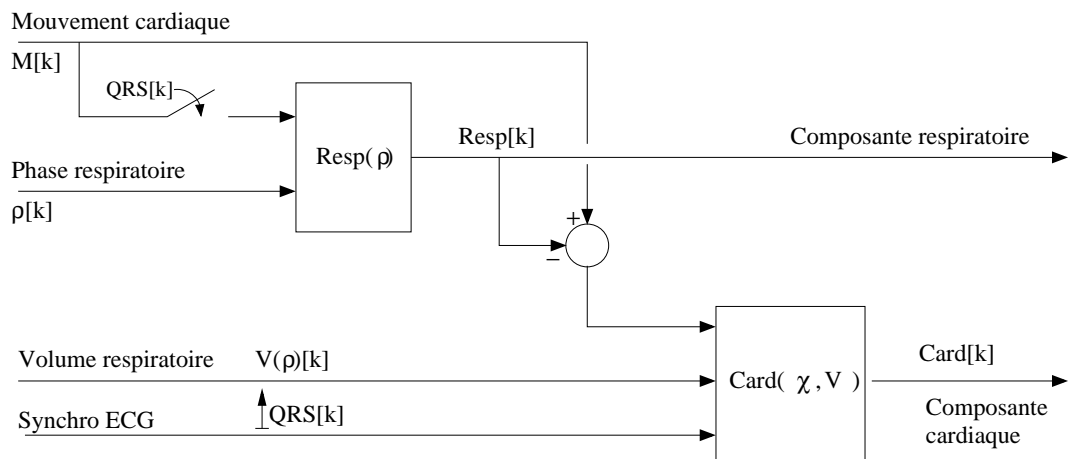


FIG. 4.15 – Schéma d'identification et de modélisation du mouvement cardiaque

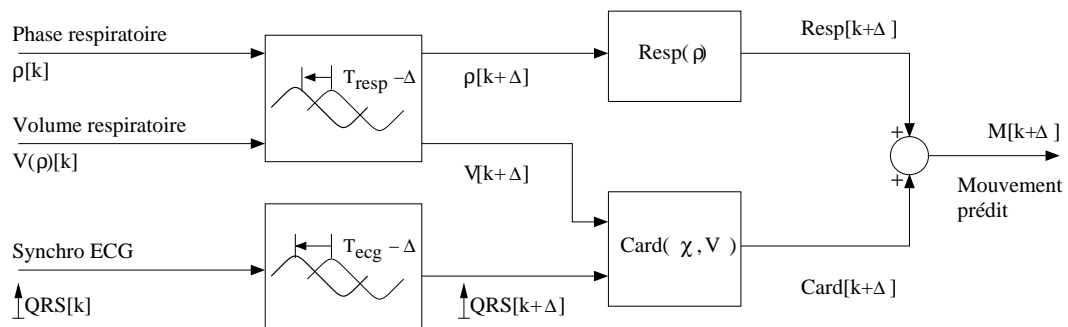


FIG. 4.16 – Prédiction du mouvement cardiaque à l'instant $k + \Delta$

Prédicteur	T_{IS} (mm)	T_{RL} (mm)	T_{PA} (mm)	R_{IS} (rad)	R_{RL} (rad)	R_{PA} (rad)
LPV	0.0510	0.0890	0.5118	0.0030	0.0017	0.0019
FLC	0.0994	0.1212	1.7657	0.0110	0.0040	0.0074

TAB. 4.1 – Erreur de prédiction du mouvement cardiaque sur un horizon de $\Delta = T_{ecg}$ échantillons après convergence des algorithmes ($50 \text{ s} < t < 65 \text{ secondes}$)

Prédicteur	T_{IS} (mm)	T_{RL} (mm)	T_{PA} (mm)	R_{IS} (rad)	R_{RL} (rad)	R_{PA} (rad)	
LPV	0.0453	0.0810	0.5155	0.0030	0.0017	0.0018	0.0018
FLC	0.1017	0.1238	0.9212	0.0055	0.0027	0.0037	0.0037

TAB. 4.2 – Erreur de prédiction du mouvement cardiaque sur un horizon de $\Delta = T_{ecg}/2$ échantillons après convergence des algorithmes ($50 \text{ s} < t < 65 \text{ secondes}$)

compte du couplage respiration-battement cardiaque.

L'analyse graphique des tracés de l'erreur de prédiction en fonction du temps, présentés sur la figures 4.17, permet également de constater que la vitesse de convergence est plus rapide avec l'approche LPV que par l'approche fréquentielle. C'est la conséquence directe du choix du gain de descente de gradient de la méthode TFLLC ; bien que celui-ci soit partiellement adaptatif, il est choisi assez petit pour favoriser une erreur quadratique la plus faible possible après convergence.

La figure 4.18 représente le mouvement prédit ainsi que l'erreur pour la translation dans la direction IS, 50 secondes après l'initialisation des algorithmes d'identification et de prédiction. De la même manière que pour les autres coordonnées du mouvement, les maximums de l'erreur surviennent au milieu de la phase respiratoire, en fin d'inspiration lorsque le volume des poumons est maximal. Cette erreur qui croît et décroît cycliquement au cours du temps reste inférieure à $400 \mu\text{m}$ pour la méthode LPV. Cette constatation souligne les limites de la modélisation de l'influence de la respiration sur le battement cardiaque par un modèle LPV avec une dépendance affine.

4.4 Conclusion et perspectives

Le problème central de la modélisation et de la prédiction du mouvement de l'épicarde est sa séparation en une composante respiratoire et une composante cardiaque. N'ayant accès qu'au mouvement global, il existe a priori une infinité de décomposition possible.

$$M(t) \triangleq \text{Resp}(t) \cdot \text{Card}(t) \quad (4.24)$$

Cependant, grâce aux signaux biologiques, nous avons accès à des informations corrélées avec chacun des mouvements. Les informations des fréquences cardiaque et respiratoire permettent une première décomposition mais suppose que les spectres des deux mouvements soit suffisamment distincts et que les deux mouvements soient indépendants [Thakral01]. Or le rapport des fréquences entre les deux composantes excède rarement cinq et le cœur subit, entre autres, une rotation importante due à la respiration qui ne permet pas de considérer que le mouvement global est la somme de deux composantes ($M = \text{Resp} + \text{Card}$) [Shechter05].

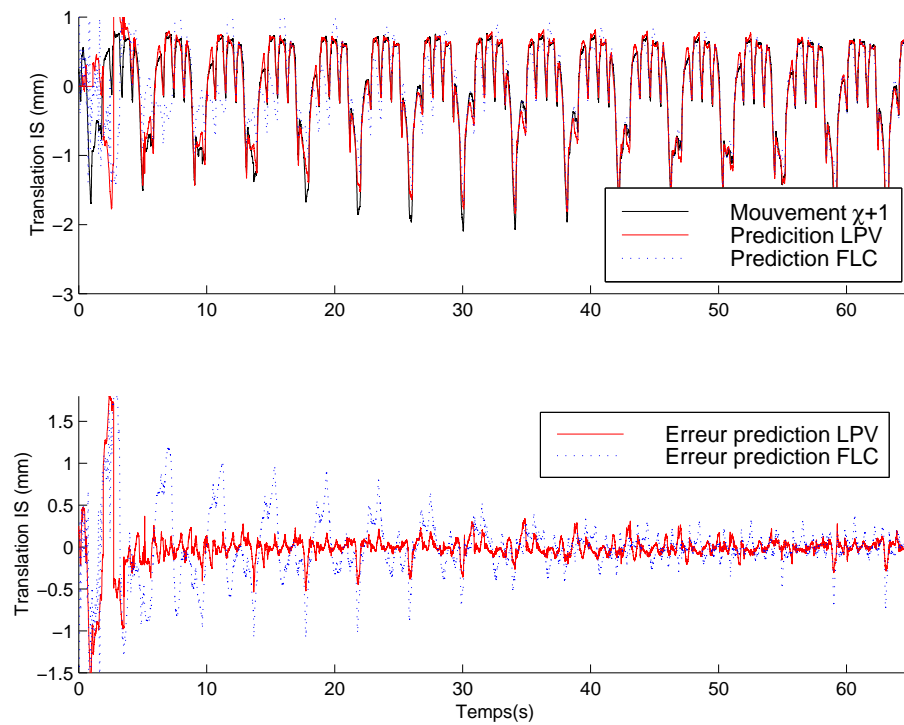


FIG. 4.17 – Prédiction du mouvement cardiaque une période cardiaque à l'avance ($\Delta = T_{ecg}$) (en haut) et évolution de l'erreur de prédiction (bas) pour la méthode fréquentielle *FLC* et notre méthode *LPV*

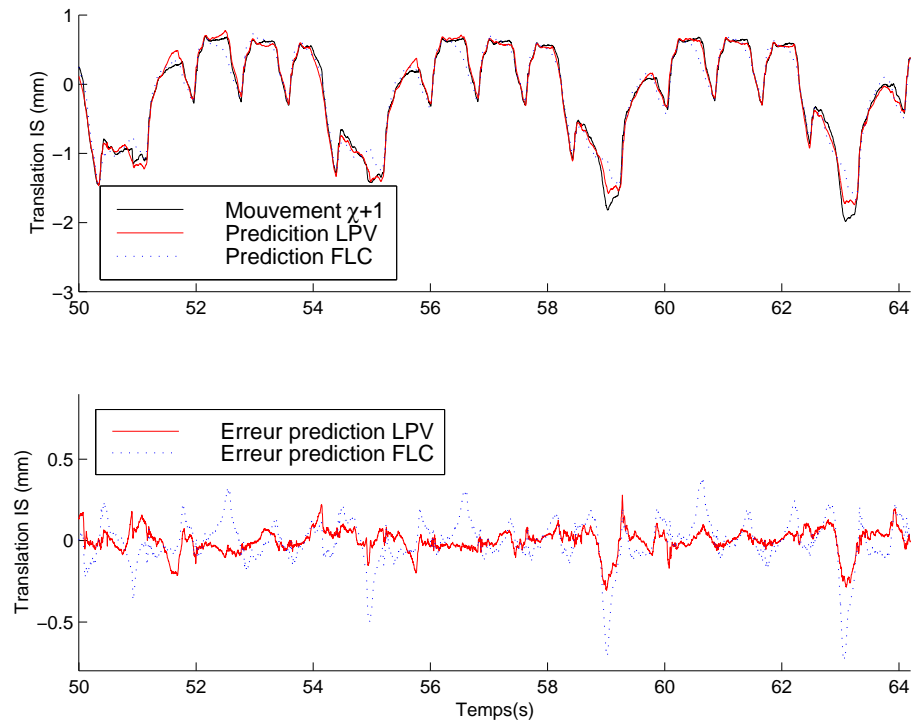


FIG. 4.18 – Détail de la prédiction du mouvement cardiaque une période cardiaque à l'avance ($\Delta = T_{ecg}$) (en haut) et évolution de l'erreur de prédiction (bas) pour la méthode fréquentielle *FLC* et notre méthode *LPV*, après convergence des algorithmes.

Dans le travail présenté ici, le modèle d'une sommation simple de deux composantes est retenu. L'influence de la respiration (rotation du cœur et phénomènes physiologiques) sur la composante cardiaque est compensée partiellement en tenant compte de la phase respiratoire dans l'expression de la composante cardiaque par un modèle linéaire à paramètres dépendants du volume respiratoire (LPV).

Deux voies sont envisageables pour l'amélioration du modèle et de l'erreur de prédiction :

- l'approche considérée s'appuie sur une dépendance linéaire des paramètres en fonction du volume respiratoire. Ce modèle peut-être amélioré en développant un modèle de dépendance d'ordre plus élevé.
- on peut chercher à identifier le mouvement comme la composition et non la somme de deux mouvements indépendants. Les méthodes bayésiennes ou markoviennes rencontrées dans les problèmes d'Analyse en Composantes Indépendantes (ACI) ou de Séparation Aveugle de Sources (SAS ou BSS : Blind Source Separation) peuvent constituer une voie d'étude. Ces méthodes de séparation ont été utilisées dans de nombreuses applications de traitement du signal : séparation de sources sonores en acoustique [Benaroya06], séparation de reflets en traitement d'image [Bronstein05], séparation du signal ECG d'une mère et du fœtus qu'elle porte [Gao03]. La difficulté réside cependant dans le nombre de paramètres à estimer (12 coordonnées spatiales) qui sont liés par une relation de composition et non de simple addition.

Troisième partie

Asservissement visuel rapide d'un robot médical avec flexibilités

Identification d'un modèle de commande tenant compte des flexibilités

5.1 Introduction

La tendance en robotique médicale est de construire de nouveaux robots qui répondent aux contraintes spécifiques de l'application. Parmi celles-ci, la sécurité est certainement la contrainte la plus importante pour un robot médical. Ceci conduit à des robots qui sont souvent plus légers que leurs équivalents du domaine industriel. A titre d'exemple, le poids du robot Aesop, le porte endoscope de Computer-Motion, est approximativement de 20 kilogrammes. La conséquence est une structure mécanique qui a plus de flexibilités que les robots industriels. C'est une problématique pour certaines applications très prometteuses comme la chirurgie à cœur battant robotisée, où une vitesse d'exécution élevée est absolument nécessaire afin de compenser les mouvements du cœur et de rendre la scène apparemment statique du point de vue du chirurgien.

Des techniques de suivi de cœur battant utilisant une caméra à 500 Hz et un prototype médical léger et rapide de robot ont été développées dans l'équipe Automatique Vision Robotique du LSIIT [Ginhoux05]. Dans ce travail, une stratégie de commande prédictive associée à un modèle de prédiction du mouvement cardiaque a été développée. Une des limitations rencontrée lors de ces travaux est l'incapacité d'augmenter suffisamment la bande passante de l'asservissement visuel, problème dû aux flexibilités qui n'étaient pas identifiées de manière satisfaisante.

Dans ce chapitre, une nouvelle approche est proposée permettant d'identifier aisément le modèle dynamique d'un manipulateur, utilisant uniquement les capteurs disponibles en asservissement visuel : la caméra rapide (500 hertz) et les mesures des positions des moteurs par codeur. Le modèle est une approximation linéaire valable autour d'un point de fonctionnement. Il prend en compte globalement l'ensemble des dynamiques : celles des actionneurs asservis en vitesses, des réducteurs et celles liées aux déformations des segments. Identifié expérimentalement, ce modèle peut-être recalculé simplement après déplacement de la caméra. A partir de ce modèle, différentes lois de commande multivariables ont été développées et seront présentées dans le chapitre suivant : un correcteur prédictif généralisé (paragraphe 6.1.1), et un correcteur H_∞ (paragraphe 6.1.2).

Ces approches ont été développées initialement pour l'asservissement visuel d'un manipulateur rigide équipé d'une transmission par courroie flexible et destiné à la métrologie. Cette configuration différait par la position de la caméra qui était portée par le bras (configuration eye-in-hand) [Cuvillon03b, Cuvillon03a].

5.2 État de l'art en identification et commande des manipulateurs flexibles

5.2.1 Modélisation des manipulateurs

Les techniques d'identification de modèle des manipulateurs rigides sont bien établies. Elles reposent le plus souvent sur un modèle linéaire en fonction des paramètres et l'estimation des paramètres correspond à une minimisation de l'erreur sur l'entrée [Khalil88, Gautier02]. Par rapport aux méthodes de minimisation de l'erreur de sortie, elles ont l'avantage d'être plus simples à mettre en œuvre et d'éviter d'avoir recours à la minimisation d'un critère généralement non-convexe, avec tous les problèmes de minima locaux et d'initialisation bien connus. Par contre, elles nécessitent la reconstruction des accélérations à partir des mesures bruitées. Ces approches sont relativement lourdes à mettre en œuvre et ne se s'appliquent pas facilement dans le cas de flexibilités.

De nombreux exemples d'identification de manipulateurs contenant des flexibilités sont disponibles dans la littérature mais bien souvent dans le cas très réduit d'un seul degré de liberté (DDL). Pour un nombre de DDL supérieur ou égal à deux, le problème est loin d'être trivial et des mesures supplémentaires sont généralement utilisées :

- les codeurs de position sont utilisés par Wernholt et Östring [Wernholt04, Östring03],
- un accéléromètre positionné en bout d'organe terminal est utilisé par Yurkovitch et al. en 1990 [Yurkovitch90] et par Viksten et al. en 2001 [Viksten01],
- des jauges de contraintes sont utilisées par Carusone et al. pour mesurer les déformations segmentaires d'un manipulateur à 2-DDL [Carusone93],
- la vision peut aussi être utilisée. En 2001, Yoshikawa et al. ont utilisé une caméra CCD à 50 Hz, pour mesurer la déformation des bras grâce à des marqueurs visuels situés sur les segments [Yoshikawa01].

5.2.2 Asservissement visuel et effets dynamiques

Pour les robots rigides, la position de l'organe terminal est précisément donnée par le modèle géométrique et les positions articulaires, ce qui justifie que les techniques classiques de commande s'adressent à la commande des positions ou des vitesses articulaires [CanudasdeWitt96]. Cette propriété n'est plus valable pour les manipulateurs flexibles ; pourtant, de nombreuses publications s'intéressent spécifiquement à la commande dans l'espace articulaire [Arteaga00, Benosman02], même si ce problème n'a qu'une faible pertinence en regard des applications potentielles. C'est en effet la position dans l'espace opérationnel qu'il importe de commander. Théoriquement, des approches systématiques existent, s'appuyant sur une inversion des dynamiques [deLuca93]. Pourtant, ces approches sont limitées en pratique par la nécessité de disposer du modèle dynamique non linéaire. Dans le cas d'un bras à un seul segment, le problème est linéaire et s'en trouve simplifié. De nombreuses approches ont été proposées sur ce problème qui ne sont pas généralisables à un nombre de DDL plus élevé [Aoustin94, Banavar95, Benosman03,

Daafouz98, Geniele97].

L'étude des effets dynamiques en asservissement visuel n'est pas nouvelle. Papanikolopoulos *et al.* ont tenu compte des effets de latence dans la boucle visuelle avec une stratégie de commande LQG [Papanikolopoulos93]. Corke *et al.* ont employé un modèle linéarisé de la boucle d'asservissement visuel incluant les retards mais également la dynamique du manipulateur afin de régler des correcteurs PID avec une technique de placement de pôles [Corke96]. Pour obtenir une bande passante élevée de la boucle de vision, il est nécessaire d'avoir une fréquence d'acquisition élevée et donc, dans le cas présent, de disposer d'une caméra rapide. Nakabo *et al.* ont employé un circuit intégré dédié à la vision (Vision-chip) cadencé à 1000 Hz dans une boucle visuelle et ont obtenu des résultats impressionnants [Nakabo00, Namiki99]. Cependant, les robots qui ont été utilisés dans ce travail sont plutôt compacts et présentent peu de flexibilités (actionneurs de type direct-drive et robots de types pan/tilt). Dans [Gangloff03], un asservissement visuel à 120 Hz est réalisé avec un modèle linéarisé autour d'un point de fonctionnement des dynamiques d'un robot manipulateur industriel à 6 DDL.

5.3 L'asservissement visuel et l'application médicale

5.3.1 Dispositif expérimental

Le bras robotique utilisé, présenté sur la figure 5.1, a été conçu afin de valider des stratégies de commande pour la compensation des mouvements physiologiques, y compris le battement cardiaque. Sa structure est semblable à celle de l'AesopTM, le robot médical de Computer Motion mais chacun de ses 6 DDL sont actionnés et peuvent se mouvoir avec des dynamiques bien plus élevées. En raison de sa conception légère, les segments sont sujets à de faibles déformations, du moins lors de sollicitations élevées. Les mouvements du cœur sont émulés par une cible comportant trois marqueurs visuels, déplacée par un robot à deux DDL de type "pan-tilt".

Un synoptique du système est présenté sur la figure 5.2. Une caméra rapide CCD en position fixe (DALSATM CAD6) a été choisie pour accéder à la position relative entre la surface de l'organe et l'effecteur du robot. Sa fréquence d'acquisition de 500 Hz est conforme à la dynamique du battement cardiaque et correspond à la fréquence d'acquisition des électrocardiographes commerciaux. Le respect des temps de traitement d'image et de calcul de la commande est garanti par un PC sous système d'exploitation temps-réel Linux RTAI [Bianchi02]. Le processeur utilisé est un Pentium Xeon cadencé à 2,4 GHz. Les signaux de commande sont envoyés aux asservissements de vitesse du robot par l'intermédiaire d'une liaison série à 10 Mbits.s⁻¹ afin de minimiser les délais.

5.3.2 La tâche d'asservissement visuel

L'idée consiste à utiliser l'asservissement visuel afin d'assurer une attitude constante entre l'effecteur (l'instrument tenu par le bras robotique) et l'organe. Pour cela, on s'appuie sur différentes informations accessibles dans l'image, comme le montre la figure 5.2 :

- la cible est une surface plane équipée de trois DELs. Le centre de gravité de leur position, exprimé en pixel, définit le centre de la cible.
- l'effecteur positionné à la verticale de la cible est équipé à la fois d'une DEL marquant sa position et d'un laser dont le faisceau est orienté dans la direction verticale. Le spot laser ap-

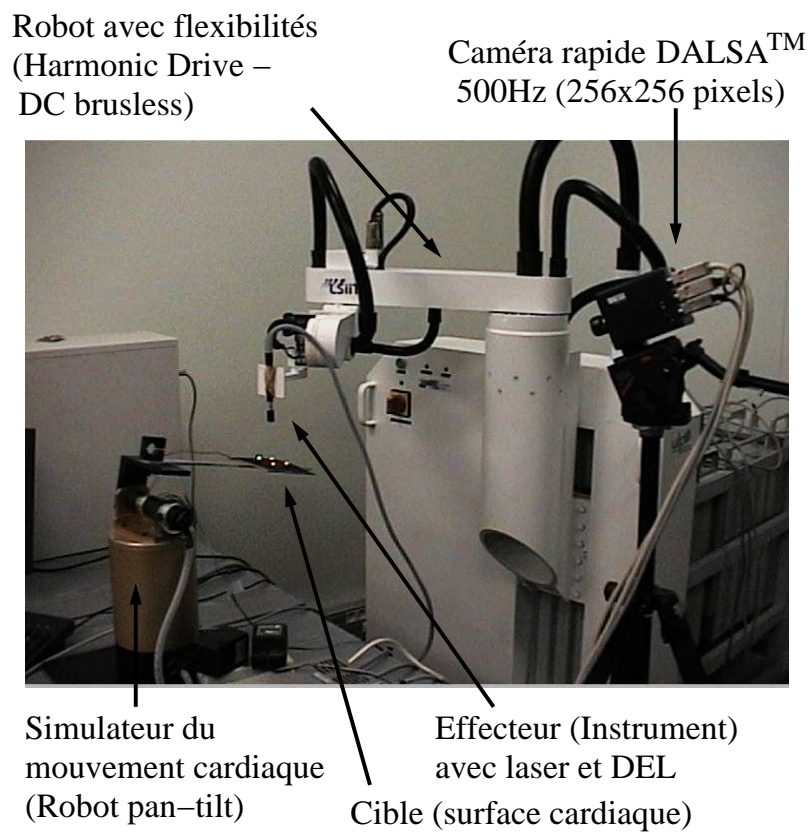


FIG. 5.1 – Dispositif expérimental

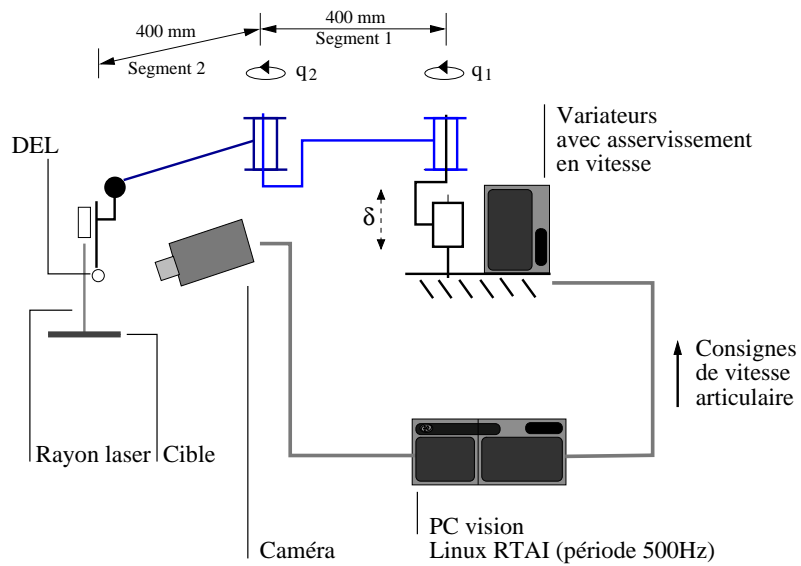


FIG. 5.2 – Diagramme du dispositif

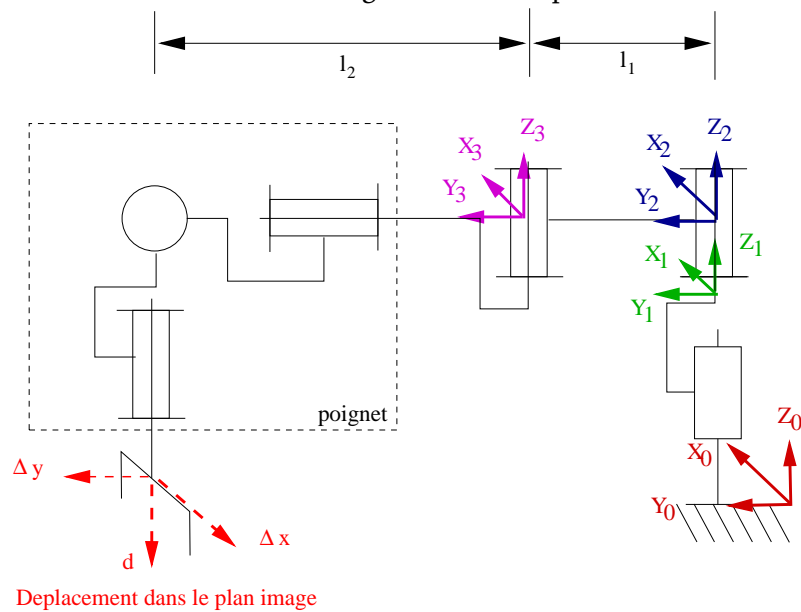


FIG. 5.3 – Géométrie du robot et degrés de liberté

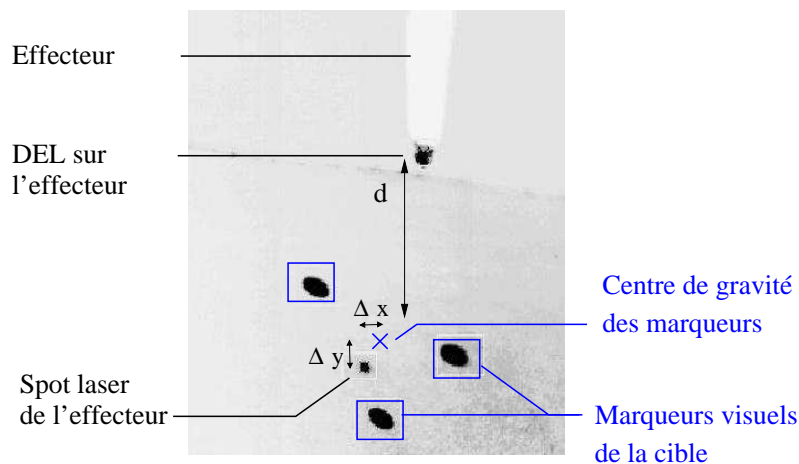


FIG. 5.4 – Image acquise par la caméra lors de la tâche d'asservissement visuel et les grandeurs mesurées

paraissant sur la cible définit alors la position de l'effecteur dans le plan horizontal.

Le traitement d'image, effectué à la cadence des acquisitions, permet d'obtenir les coordonnées dans l'image des cinq points d'intérêt. Pour chacun des points, une zone de travail autour de la position à l'étape précédente est utilisée afin de détecter la position courante. Cette détection consiste en un seuillage de l'image codée en niveaux de gris suivi d'un calcul de barycentre. La zone d'intérêt est alors remise à jour pour la prochaine détection. Le réglage du seuil se fait de manière à bien discriminer les marques lumineuses des autres sources de lumière. La taille des zones d'intérêt suit un compromis : suffisamment petites pour ne pas se recouvrir et suffisamment grandes pour contenir l'ensemble de la tâche lors de déplacements à vitesse élevée. Précisons que la simplicité de ce traitement d'image est dictée par la nécessité de le réaliser en temps réel. L'ensemble des tâches de traitement d'image dure 0,6 ms.

La position relative entre la cible et l'organe terminal est alors définie par :

- les coordonnées (Δ_x, Δ_y) du vecteur défini par l'écart entre le barycentre des trois points et la projection du laser,
- la distance d , calculée dans l'image, entre la DEL de l'effecteur et le centre de la cible.

Ainsi, la compensation du mouvement de l'organe peut être réalisée par un asservissement visuel dont la tâche consiste à asservir le vecteur des mesures $F = [\Delta_x \ \Delta_y \ d]^T$ à zéro où à une autre valeur de référence.

Dans le cadre de la chirurgie cardiaque sur cœur battant, la stratégie envisagée est la suivante : les trois premiers DDL sont utilisés pour réaliser la compensation des mouvements ; les autres DDL sont utilisés par le chirurgien afin de réaliser son geste. De par la structure du bras dont les rotations des articulations 2 et 3 sont orthogonales à la translation du DDL 1, nous envisageons un découplage consistant à commander la profondeur d uniquement avec la translation et de commander les positions Δ_x et Δ_y avec les rotations des DDL 2 et 3 (figure 5.3). Dans la suite, nous nous limiterons donc à approfondir le problème consistant à asservir la position de l'organe terminal d'un double pendule plan sujet à des déformations.

5.4 Structure du modèle dynamique

Une originalité de la méthode proposée pour l'identification du modèle dynamique est qu'elle s'appuie sur les mesures F obtenues à partir de la caméra rapide utilisée pour l'asservissement visuel. Elle requiert également les mesures des positions angulaire q des moteurs mais ne nécessite pas de connaître les couples moteurs. Le moteur de chaque axe est commandé en vitesse au moyen d'un variateur. Les entrées u du système sont donc les consignes de vitesse des variateurs. Le modèle dynamique à identifier a pour entrée u et pour sortie F .

Dans ce qui suit, l'opérateur d'avance pour les signaux et systèmes discrets est noté z . Pour les signaux à temps discret $u(k)$ et $y(k)$, k représente l'instant d'échantillonnage. La fonction de transfert H est définie par $y(z) = H(z)u(z)$; $u(z)$, $y(z)$ étant la transformée en \mathcal{Z} des signaux $y(k)$ et $u(k)$.

5.4.1 Flexibilités

Depuis l'actionneur jusqu'à l'organe terminal, différents éléments sont susceptibles d'introduire des flexibilités et de contribuer aux dynamiques de l'ensemble du robot manipulateur :

1. Le moteur est asservi en vitesse par son variateur. Les dynamiques de la boucle de vitesse peuvent être bien identifiées dès que la mesure de position par le biais d'un codeur est disponible. Notons q_i , la position mesurée de l'articulation i .
2. Les transmissions avec des réducteurs et des courroies ou câbles peuvent induire des flexibilités.
3. Les segments peuvent subir des flexions variables au cours du temps.

S'il est relativement simple de prendre en compte les deux premiers types de dynamiques, le problème s'avère plus compliqué lorsqu'il s'agit des déformations des segments. L'idée clé de la méthode proposée est la suivante. Considérons un bras articulé sujet à des déflexions, comme présenté sur la figure 5.5. Supposons que ce bras possède autant ou plus de DDL que le nombre de DDL de la tâche à réaliser. Alors, il est possible de trouver une configuration du bras sans déformation réalisant la même tâche. Ainsi, sur la figure 5.5, une position identique de l'organe terminal est obtenue avec un bras à deux degrés de liberté. On notera dans la suite α les positions articulaires du robot rigide fictif et nous les appellerons positions fictives ou encore pseudo-positions.

5.4.2 Matrice d'interaction

Pour un bras rigide et une position fixée de la caméra, les positions dans l'image sont des fonctions de la position articulaire, ce qui peut s'écrire $F = \phi(\alpha)$. Ainsi, les vitesses de déplacement dans l'image sont rigidement liées aux vitesses articulaires par l'intermédiaire d'une matrice d'interaction :

$$\dot{F} = J_i(\alpha)\dot{\alpha} \quad (5.1)$$

où la matrice d'interaction est le Jacobien du modèle géométrique : $J_i(\alpha) = \frac{d\phi}{d\alpha}(\alpha)$. Cette relation est également valable pour de petits déplacements autour d'une position d'équilibre α_e et donne alors :

$$F - F_e = J_i(\alpha_e)(\alpha - \alpha_e) \quad (5.2)$$

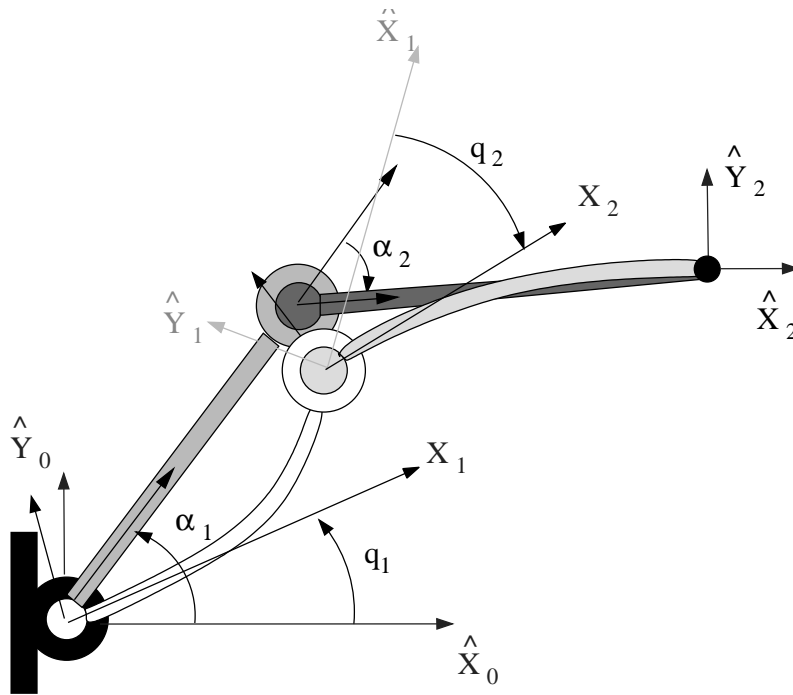


FIG. 5.5 – Définition du vecteur des pseudo-positions articulaires α

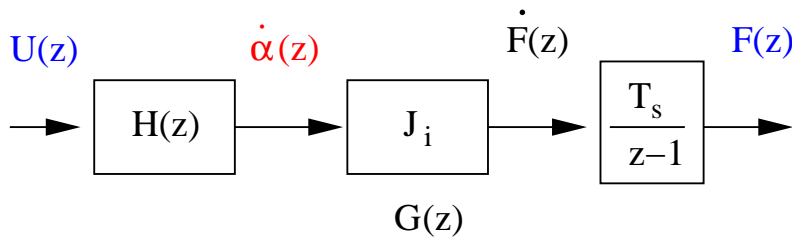


FIG. 5.6 – Modèle dynamique

où F_e est la mesure de l'image pour la position d'équilibre.

Dans le cas de faibles accélérations, les déformations sont nulles pour un bras horizontal sur lequel la gravité n'a pas d'effet. Ainsi, on peut estimer que $\alpha = q$. On peut donc identifier la valeur du Jacobien autour d'une position nominale q_0 en faisant successivement des déplacements de chacune des articulations. En déplaçant l'articulation numéro k , on obtient la $k^{\text{ème}}$ colonne de $J_i(\alpha_e) : J_i(:, k)(\alpha_e) = (F - F_e)/(q_k - q_{ek})$.

5.4.3 Dynamiques linéaires

Une fois estimée la matrice d'interaction \hat{J}_i et en supposant qu'elle est inversible, les vitesses angulaires $\dot{\alpha}$ peuvent être estimées (figure 5.8) à partir des mesures de F . Un modèle linéaire du transfert entre $u(z)$ et $\dot{\alpha}(z)$ peut alors être identifié, prenant en compte globalement toutes les flexibilités. Différentes méthodes peuvent être utilisées pour cela et seront présentées dans le paragraphe 5.5.

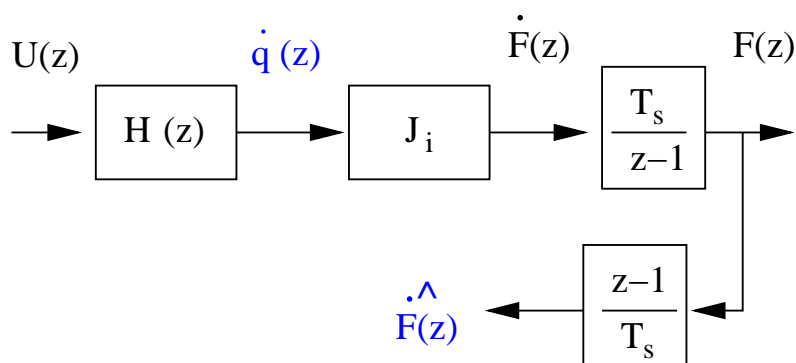


FIG. 5.7 – Identification de la matrice d'interaction

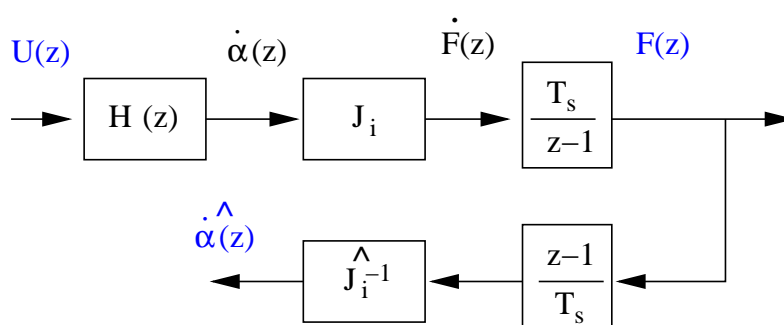


FIG. 5.8 – Schéma-bloc de l'identification des dynamiques

5.4.4 Modèle complet

Le modèle complet, présenté sur la figure 5.6, se décompose donc en trois parties :

- une fonction de transfert $H(z)$ entre la vitesse angulaire de référence u et la vitesse angulaire fictive $\dot{\alpha}$ incluant l'ensemble des flexibilités,
- une matrice d'interaction J_i modélisant la relation entre les vitesses fictives et les déplacements dans l'image.
- un intégrateur permettant de passer des vitesses dans l'image aux positions.

Le modèle dynamique $H(z)$, valide autour d'une position de fonctionnement du robot, est indépendant de la position de la caméra. Lors d'un changement arbitraire de la position de la caméra par le chirurgien, seule la matrice d'interaction \hat{J}_i doit être réévaluée par la procédure décrite précédemment.

Ce modèle a la même structure que le modèle obtenu en ne tenant compte que des dynamiques de la boucle d'asservissement de vitesse [Gangloff03, Ginhoux05]. Il est cependant différent puisqu'on ne suppose pas de modèle rigide entre les positions articulaires et les positions dans l'image. L'amélioration est montrée dans les résultats expérimentaux suivants.

5.5 Identification des dynamiques

Différentes méthodes d'identification permettent d'obtenir le modèle multivariable $H(z)$. Les méthodes les plus classiques, mais également les plus puissantes ne permettent que d'identifier des modèles monovariables. On peut donc les utiliser pour identifier séparément les quatre

transferts de $H(z)$. Parmi ces méthodes, on distingue les méthodes d'erreur de sortie, qui tendent à minimiser l'écart entre les sorties mesurées et les sorties du modèle, des méthodes reposant sur un modèle de bruit (ARX ou ARMAX) qui identifient simultanément le modèle du système et le modèle du bruit de manière à minimiser le bruit responsable de l'écart entre les données et le modèle. Des méthodes, développées plus récemment, permettent d'identifier directement des modèles multivariables. C'est le cas notamment des méthodes des sous-espaces. Dans notre cas, ces dernières n'ont pas abouti à des modèles aussi précis que les méthodes monovariées et leurs résultats ne sont donc pas inclus.

Si le modèle est destiné à la synthèse de lois de commande, il est plus classique d'identifier un modèle à temps discret. De nombreuses méthodes permettant d'identifier ces modèles sont disponibles dans une boîte à outils du logiciel Matlab appelée System Identification Toolbox et développée par L. Ljung [Lju05]. Dans certains cas, il est préférable d'identifier un modèle à temps continu. Cela peut se justifier dans le cas où le système inclut des constantes de temps éloignées où si la méthode de synthèse s'appuie sur un modèle à temps continu. De nombreux algorithmes d'identification de modèles à temps continu ont été développés par H. Garnier et al. et sont disponibles dans une boîte à outils appelée CONTSID [Garnier].

5.5.1 Identification d'un modèle à temps discret

Dans un premier temps, un modèle simple destiné à la synthèse des lois de commande a été identifié. Il s'agit d'un modèle à temps discret d'ordre réduit. Les quatre fonctions de transfert sont identifiées séparément par une méthode d'erreur de sortie. Le signal d'excitation est un signal carré périodique appliqué successivement sur la commande en vitesse de chacun des axes (u_1 et u_2). Pour chaque axe sollicité, la réponse de l'ensemble des vitesses articulaires fictives est acquise (figure 5.9) pour modéliser ensuite indépendamment chaque transfert :

$$\begin{pmatrix} \dot{\alpha}_1(z) \\ \dot{\alpha}_2(z) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_{11}(z) & H_{12}(z) \\ H_{21}(z) & H_{22}(z) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1(z) \\ u_2(z) \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

avec :

$$H(z) = \begin{bmatrix} z^{-4} \frac{0.0238}{z^2 - 1.7871z + 0.9025} & z^{-5} \frac{-0.0171z + 0.0174}{z^2 - 1.787z + 0.9231} \\ z^{-5} \frac{-0.0171z + 0.0186}{z^2 - 1.833z + 0.9566} & z^{-4} \frac{0.0242}{z^2 - 1.8200z + 0.9492} \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

Chaque transfert est identifié en minimisant l'erreur de prédiction de sortie du processus $e = \alpha_j - \frac{B}{F}u$, en considérant que le système réel possède le modèle suivant [Ljung99] :

$$\alpha_j[k] = \frac{B(q)}{F(q)} u_i[k - n_r] + w[k] \quad (5.5)$$

$$\text{avec : } F(q) = 1 + f_1 q^{-1} + \dots + f_{n_f} q^{-n_f} \quad (5.6)$$

Le retard en nombre de pas, n_r , étant estimé au préalable d'après la réponse indicielle, l'ordre du modèle (n_f) est étudié itérativement à partir de l'ordre 2, qui est minimal afin de modéliser la résonance. L'utilisation d'un ordre supérieur pour le modèle ne réduisant pas significativement l'erreur de prédiction, des ordres 2 sont conservés pour les 4 transferts en temps discret.

Les trajectoires mesurées et les sorties du modèle sont comparées sur la figure 5.10. On observe que le système possède des modes flexibles avec une fréquence de résonance autour de 30 Hz

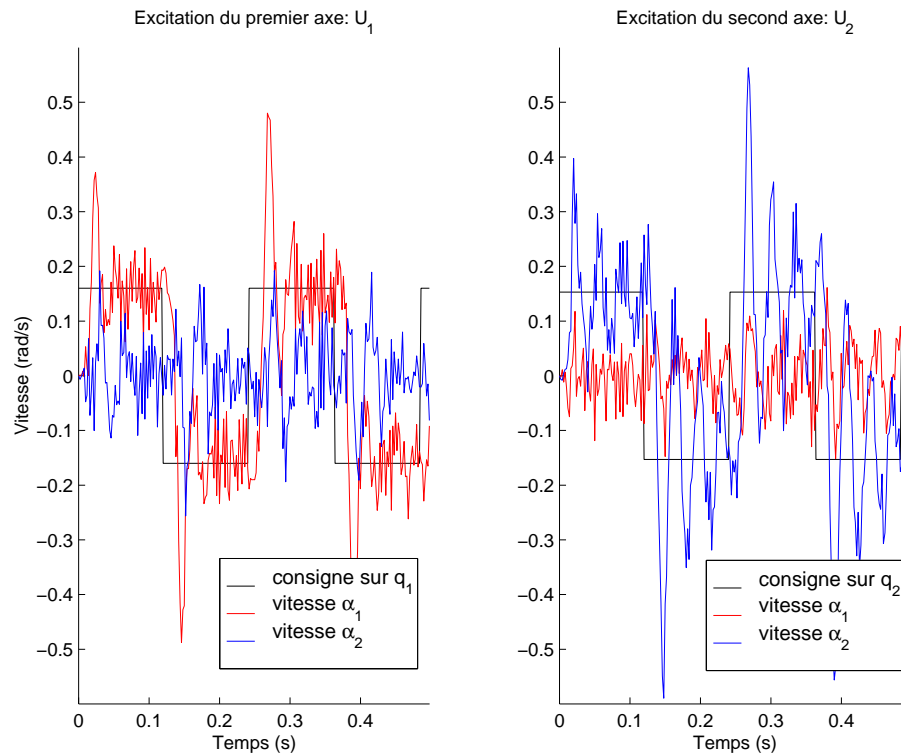


FIG. 5.9 – Extrait des données brutes d’entrée/sortie utilisé pour l’identification du modèle $H(z)$

(voir diagramme de Bode, figure 5.13) avec un couplage fort entre les deux axes qui ne peut être négligé. Les modèles suivent de manière assez précise les mesures.

Dans le but d’évaluer l’intérêt de la méthode proposée, les résultats obtenus lorsque les flexibilités sont négligées sont présentés sur la figure 5.11. Ce modèle de fonction de transfert entre u et \dot{q} prend en compte les dynamiques des actionneurs mais ne permet pas de tenir compte ni des flexibilités, ni des couplages résultants. Ce modèle sera utilisé par la suite pour réaliser des comparaisons et sera nommé “modèle rigide”.

5.5.2 Identification d’un modèle à temps continu des flexibilités

En collaboration avec H. Garnier du Centre de Recherche en Automatique de Nancy (UMR 7039), nous nous sommes intéressés à l’identification d’un modèle à temps continu des dynamiques du bras. La motivation réside dans le fait que les algorithmes de synthèse des lois de commande H_∞ , qui seront présentés par la suite, donnent de meilleurs résultats dans leur version continue que dans leurs version discrète.

Présentation de la méthode

La méthode retenue s’appuie sur la technique des variables instrumentales et permet d’identifier des modèles à plusieurs entrées [Huselstein04, Garnier07]. Elle est disponible dans la boîte à outils Consid sous le nom de SRIVC pour Simplified Refined Instrumental Variable Continuous-time.

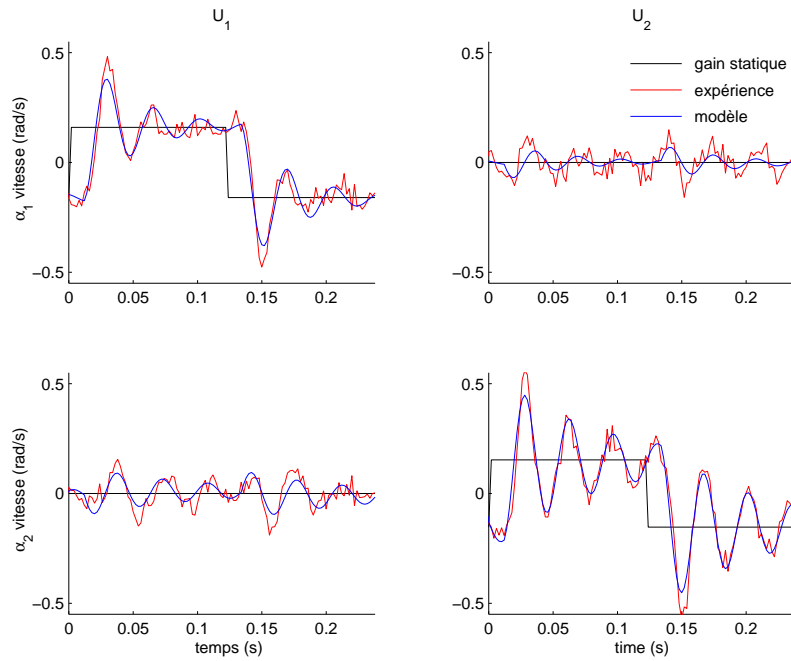


FIG. 5.10 – Réponse indicielle expérimentale et simulée (modèle identifié) de $H(z)$

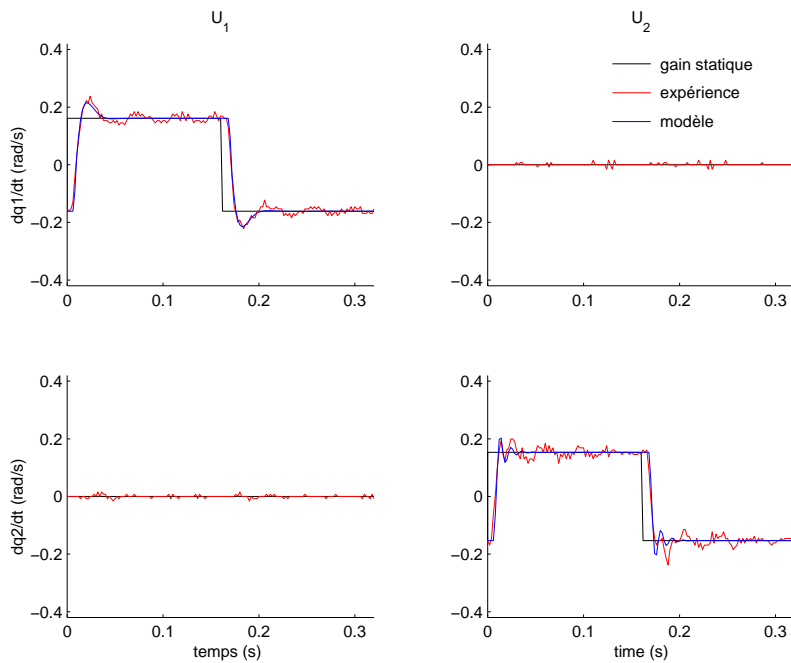


FIG. 5.11 – Réponse indicielle expérimentale et simulée (modèle identifié) du modèle rigide

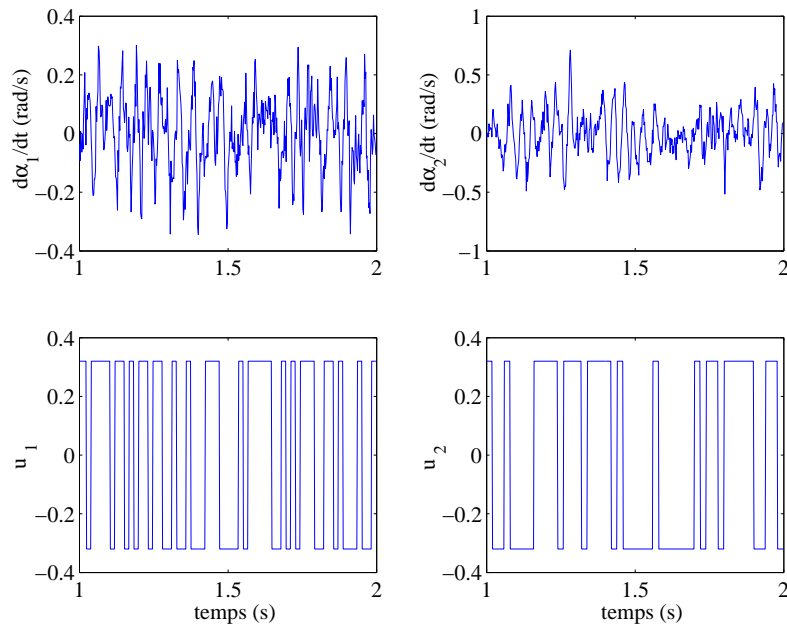


FIG. 5.12 – Extrait des données brutes d'entrée/sortie utilisées pour l'identification du modèle.

La version utilisée de la méthode SRIVC s'adresse à des systèmes à plusieurs entrées et une seule sortie et les dénominateurs sont estimés de manière indépendante, ce qui donne le modèle :

$$\begin{pmatrix} \dot{\alpha}_1(s) \\ \dot{\alpha}_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_{11}(s) & H_{12}(s) \\ H_{21}(s) & H_{22}(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1(s) \\ u_2(s) \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

avec :

$$H_{ij}(s) = \frac{B_{ij}(s)}{F_{ij}(s)} = \frac{\sum_{k=0}^{m_{ij}} b_k s^k}{\sum_{k=0}^{n_{ij}} f_k s^k} \quad f_{n_{ij}} = 1. \quad (5.8)$$

Choix des signaux d'excitation

Les signaux d'excitation sont construits de manière à exciter au maximum la bande passante de l'application tout en respectant les contraintes de travail. Les entrées sont ainsi choisies comme Séquence Binaires Pseudo Aléatoires (SBPA) excitant simultanément les deux entrées et décorrélées. Des extraits des signaux d'entrées/sorties expérimentaux sont affichés sur la figure 5.12. La période d'échantillonnage est de 2 ms. Chaque expérience dure environ 10 s. Plusieurs jeux de données correspondant à divers SBPA sont acquises. Un jeu est utilisé pour la sélection de l'ordre du modèle et l'estimation des paramètres alors que l'autre jeu est réservé à la validation du modèle.

Sélection de l'ordre du modèle

La procédure de sélection de l'ordre du modèle présentée dans [Huselstein04] est utilisée pour déterminer l'ordre des fonctions de transfert du modèle robotique flexible. Pour chacun des deux modèles MISO (entrée multiple, sortie simple), un grand nombre de modèles sont estimés pour une large plage d'ordres de modèles. Les dix meilleures structures pour chaque sortie sont données dans le tableau 5.1. Ici, les deux premières colonnes définissent l'ordre des numérateurs

Mesure 1, α_1					
m_{11}	m_{12}	n_{11}	n_{12}	YIC	R_T^2
1	1	5	2	-8.033	0.721
1	2	5	2	-8.033	0.721
3	1	4	2	-7.624	0.727
4	1	4	2	-7.624	0.727
3	2	4	2	-7.624	0.727
4	2	4	2	-7.624	0.727
3	1	4	4	-7.473*	0.772
4	1	4	4	-7.473	0.772
1	1	2	2	-7.200	0.691
2	1	2	2	-7.200	0.691
Mesure 2, α_2					
m_{21}	m_{22}	n_{21}	n_{22}	YIC	R_T^2
1	1	4	2	-9.609	0.833
1	2	4	2	-9.609	0.833
1	3	4	4	-9.267*	0.870
1	4	4	4	-9.267	0.870
1	2	4	4	-9.237	0.862
2	3	4	4	-7.081	0.882
2	4	4	4	-7.081	0.882
2	2	4	4	-7.063	0.874
1	1	4	5	-6.905	0.873
1	2	4	5	-6.670	0.879

TAB. 5.1 – Structure des dix meilleurs modèles d'après YIC et R_T^2

pour chaque fonction de transfert ; les troisième et quatrième colonnes rapportent l'ordre des dénominateurs. Les deux dernières colonnes donnent des critères de sélection de l'ordre : le critère d'information de Young (YIC , [Young02]) et le critère R_T^2 portant sur les erreurs :

$$R_T^2 = 1 - \frac{\hat{\sigma}_\varepsilon^2}{\hat{\sigma}_y^2}, \quad (5.9)$$

où $\hat{\sigma}_y^2$ et $\hat{\sigma}_\varepsilon^2$ représentent respectivement la variance de la sortie mesurée et celle de l'erreur de simulation.

R_T^2 est une mesure de la qualité avec laquelle la sortie du modèle explique la sortie du système et sera d'autant plus proche de 1 que le bruit est faible. Cependant, R_T^2 augmente systématiquement avec l'ordre du modèle et, lorsqu'il est utilisé seul, entraîne une surestimation de l'ordre du modèle. Le critère d'information de Young est une mesure de la qualité du choix des paramètres ; plus le critère YIC est négatif, meilleur est le choix. Ce critère, utilisé simultanément avec R_T^2 , permet de limiter l'ordre du système. L'ordre du système est finalement choisi de manière à ce que R_T^2 soit suffisamment élevé et que YIC soit suffisamment négatif. Les ordres choisis sont référencés dans le tableau 5.1 par un astérisque.

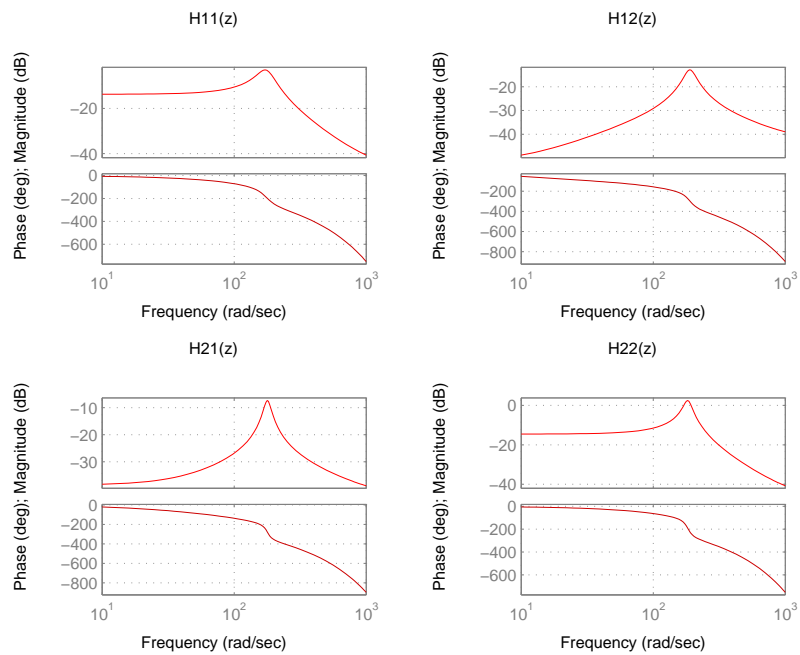


FIG. 5.13 – Diagramme de Bode du modèle discret $H(z)$ des dynamiques du robot flexible, identifié par la méthode d'erreur de sortie

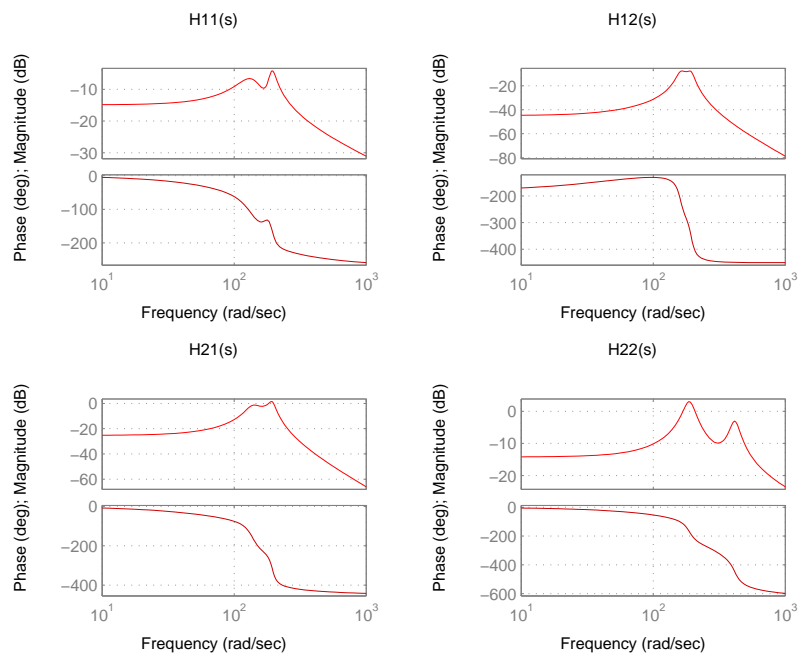


FIG. 5.14 – Diagramme de Bode du modèle continu $H(s)$ des dynamiques du robot flexible, identifié par la méthode de la variable instrumentale

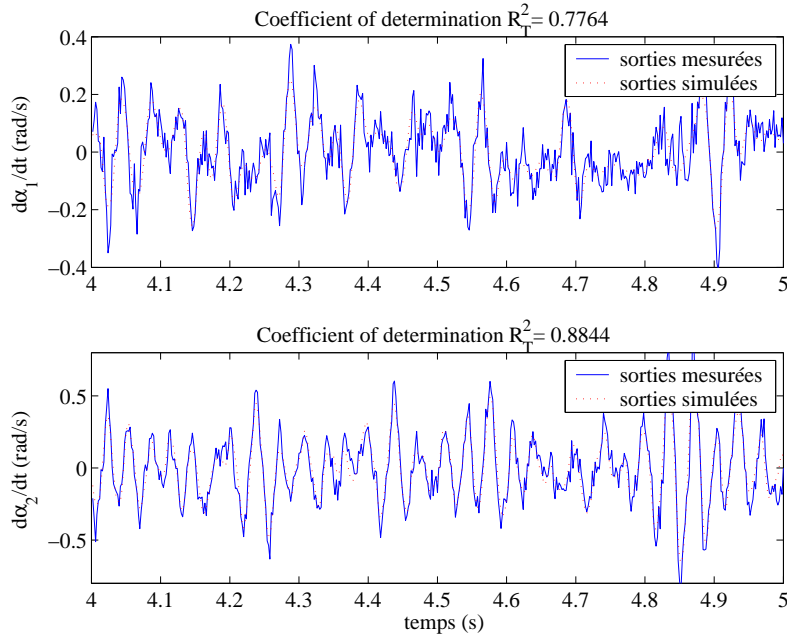


FIG. 5.15 – Résultats de la validation croisée

Validation du modèle

Le modèle identifié s'écrit :

$$H(s) = \begin{bmatrix} H_{11}(s) & H_{12}(s) \\ H_{21}(s) & H_{22}(s) \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

avec :

$$H_{11}(s) = \frac{-27s^3 + 2990s^2 - 6,615 \cdot 10^5 s + 1,27 \cdot 10^8}{s^4 + 88,9s^3 + 5,78 \cdot 10^4 s^2 + 2,83 \cdot 10^6 s + 7,06 \cdot 10^8} \quad (5.11)$$

$$H_{12}(s) = \frac{-1,09 \cdot 10^5 s - 5,60 \cdot 10^6}{s^4 + 46,0s^3 + 6,40 \cdot 10^4 s^2 + 1,46 \cdot 10^6 s + 9,72 \cdot 10^8} \quad (5.12)$$

$$H_{21}(s) = \frac{-4,70 \cdot 10^5 s + 3,87 \cdot 10^7}{s^4 + 55,5s^3 + 5,75 \cdot 10^4 s^2 + 1,69 \cdot 10^6 s + 7,16 \cdot 10^8} \quad (5.13)$$

$$H_{22}(s) = \frac{-58,0s^3 + 2,33 \cdot 10^4 s^2 - 9,28 \cdot 10^6 s + 1,18 \cdot 10^9}{s^4 + 109s^3 + 2,10 \cdot 10^5 s^2 + 9,09 \cdot 10^6 s + 6,07 \cdot 10^9} \quad (5.14)$$

La qualité du modèle identifié est évaluée à partir de données n'ayant pas servi à l'identification. Les résultats, présentés sur la figure 5.15, montrent que le modèle reproduit bien le comportement du système.

5.6 Conclusion

La méthodologie que nous avons développée permet d'obtenir un modèle dynamique multi-variable d'un manipulateur sous asservissement visuel en prenant en compte l'ensemble des flexibilités. Ce modèle est exact dans le cas où le manipulateur possède autant ou plus d'articulations que les nombres de DDL de la tâche à réaliser. Il est valable autour d'une configuration nominale et peut-être recalculé simplement dans le cas où la caméra est déplacée. Grâce à ce

modèle, des lois de commande multivariées peuvent être développées, ce qui fait l'objet du chapitre suivant.

Synthèse et analyse de lois de commande

Différentes lois de commande peuvent être envisagées pour réaliser la tâche d'asservissement visuel qui a été présentée dans le paragraphe 5.3. Il s'agit d'un problème de rejet de perturbation de sortie qui est équivalent à un problème de suivi de référence. Le modèle identifié étant linéaire, il est raisonnable de considérer des lois de commandes qui sont elles aussi linéaires. Pourtant, le système est fondamentalement non linéaire. Il convient donc d'évaluer le domaine de stabilité du système asservi autour de la position nominale.

6.1 Synthèse de lois de commande multivariables

Sur la base du modèle identifié précédemment, des lois de commande multivariables sont synthétisées puis évaluées ; le but étant d'étendre au maximum la bande passante de l'asservissement visuel destiné au suivi des mouvements du cœur. La première méthode envisagée est la commande prédictive multivariable ; la seconde est la commande H_∞ .

Le problème de commande est celui représenté sur la figure 6.1. Les déplacements du cœur étant assimilés à une perturbation de sortie affectant la mesure F , il s'agit d'asservir la mesure F à une consigne $F^* = 0$ malgré les perturbations p . Remarquons qu'il s'agit du même problème que celui consistant à asservir F à F^* variant avec $p = 0$.

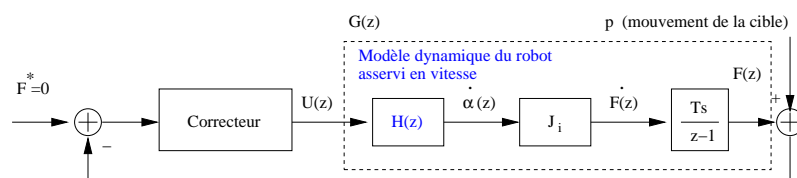


FIG. 6.1 – Schéma-bloc de la boucle visuelle corrigée.

6.1.1 Commande Prédictive Généralisée

La commande prédictive regroupe un ensemble de stratégies de commande qui ont en commun l'utilisation d'un modèle du processus à asservir et l'optimisation d'une fonction de coût. Ces commandes ont été et sont encore largement utilisées aussi bien dans des applications industrielles [Clarke88] que dans la recherche académique avec la commande de robot manipulateurs flexibles [M'Saad93], de robots parallèles [Vivas03] ou les asservissements visuels rapides [Gangloff03].

Ces méthodes utilisent des correcteurs dont la structure présente ces propriétés communes, résumées sur la figure 6.2 :

- **L'utilisation explicite d'un modèle pour prédire le comportement futur du système.** A chaque instant k , les N_2 mesures futures du système sont prédites en fonction des valeurs passées. L'horizon sur lequel est prédit la mesure est appelé *horizon de prédiction*. On note $y[k + j|k]$ avec $j = 1, \dots, N_2$, les prédictions à l'instant $k + j$ à partir des valeurs connues à l'instant k et des commandes futures calculées par la méthode.
- **le calcul d'une séquence d'échantillons futurs de commande minimisant une fonction de coût sur un horizon fuyant.** Sur un *horizon de commande* de taille N_u , les commandes futures $u[k + j]$ sont calculées afin de minimiser un critère qui porte sur l'erreur entre les mesures prédites et une trajectoire de référence $r[k + j]$. Dans le cas où ce critère est quadratique, sans contrainte et si le modèle du système est linéaire, une solution explicite peut être obtenue. Dans le cas avec contraintes, des approches d'optimisations itératives sont nécessaires qui rendent le calcul très coûteux en temps machine [Tsang88].
- **seul le premier échantillon de commande est réellement appliqué au système. Toute la séquence est recalculée à chaque pas.** La commande calculée à l'instant k est appliquée, les autres $u[k + j|k]$ pour $j = 1, \dots, N_u - 1$ sont oubliés. Ainsi la commande au prochain pas, $u[k + 1|k + 1]$, profite de la nouvelle mesure disponible sur le système $y[k + 1]$.

La popularité de la commande prédictive, appliquée à des systèmes très divers, est liée à la facilité d'appréhender un concept qui est décrit dans le domaine temporel et dont le réglage est intuitif. De plus, la commande prédictive peut en effet permettre la commande de systèmes complexes, tels que les systèmes instables, avec retard, à non-minimum de phase, multivariables et non-linéaires... Le dernier atout de ces approches et non le moindre est la possibilité d'anticiper une référence connue à l'avance. Cette propriété est notamment exploitée pour le rejet de perturbation périodique, afin de compenser la bande passante limitée des robots médicaux dans [Ginhoux05, Bebek06b].

Le revers de la méthode est qu'elle nécessite un modèle particulièrement précis du processus à commander. Différentes approches sont disponibles qui diffèrent suivant le type de modèle utilisé. L'une des plus anciennes et des plus populaires dans l'industrie est la méthode MAC (Model Algorithm Control) qui utilise la réponse impulsionnelle du système, tronquée aux N premiers échantillons [Richalet78, Richalet76]. L'approche DMC (Dynamic Matrix Control) utilise quant à elle un modèle de la réponse indicielle [Cutler80] et s'applique aux systèmes stables en boucle ouverte et sans intégrateur. L'utilisation ultérieure de fonctions de transferts comme formalisme a permis de considérer un plus grand nombre de systèmes. Ainsi, l'approche PFC (Predictive

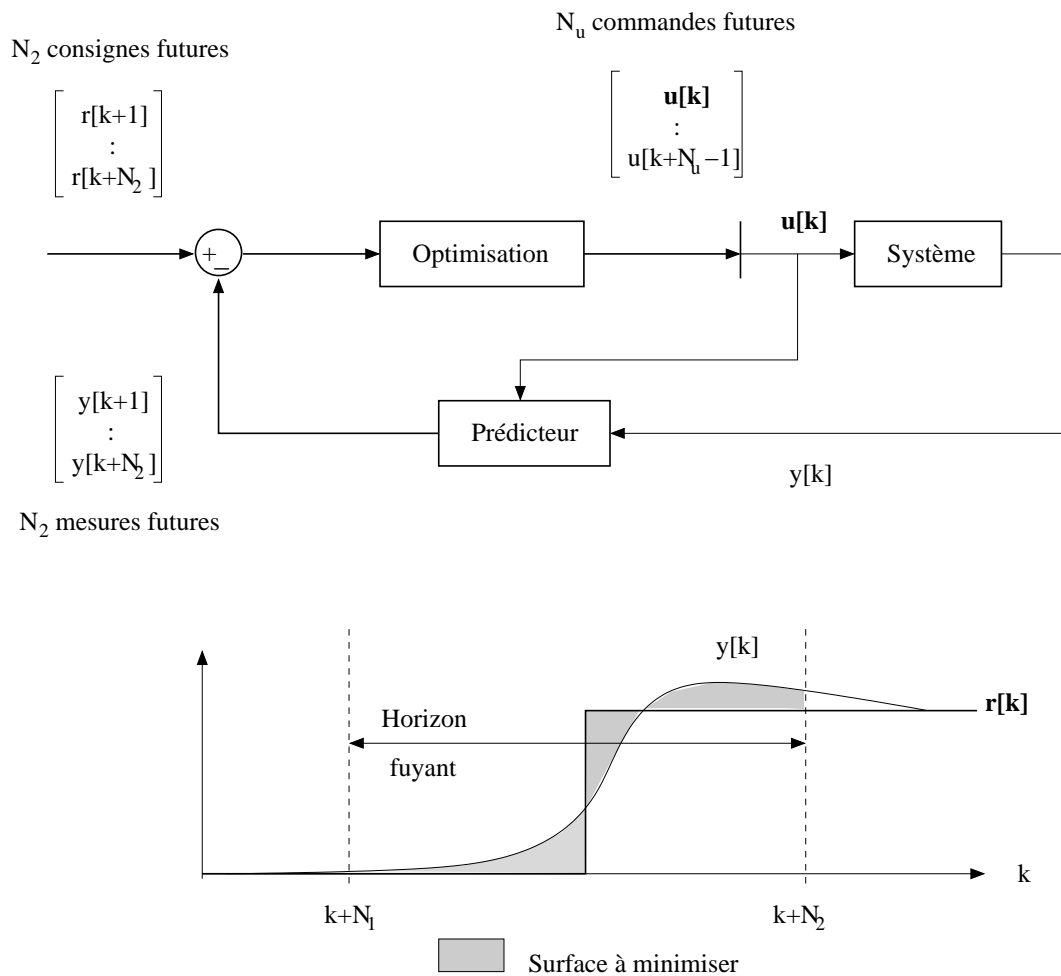


FIG. 6.2 – Principes généraux de la commande prédictive. Un modèle du système permet de prédire la mesure sur un horizon de N_2 échantillons afin d'optimiser le calcul d'une commande qui minimise l'erreur entre la référence et la mesure.

Functionnal Control), également introduite par Richalet *et al.*, utilise une représentation d'état qui permet notamment la prise en compte de systèmes non-linéaires [Richalet87]. Enfin, l'approche GPC (Generalized Predictive Control), développée par Clarke *et al.*, est la plus répandue et utilise un modèle ARIMAX (Auto-Regressive Integrated Moving Average with eXternal inputs) du processus, parfois connu sous le nom de modèle CARIMA [Clarke87a].

La commande prédictive généralisée (GPC) permet d'introduire un modèle de prédiction d'une perturbation. Pour cette raison, elle a été utilisée dans des travaux précédents portant sur la compensation des mouvements du cœur [Ginhoux05]. Dans l'étude présente, nous nous limitons aux propriétés de réjection de perturbation sans inclure de modèle de prédiction de la perturbation.

Présentation du GPC

Le GPC non contraint a été introduit par Clarke [Clarke87b], pour un modèle ARIMAX du processus :

$$\mathbb{A}(z^{-1})F(k) = \mathbb{B}(z^{-1})u(z) + \frac{\mathbb{C}(z^{-1})}{\mathbb{D}(z^{-1})}\xi(z) \quad (6.1)$$

où

- z^{-1} est l'opérateur de retard ;
- $\mathbb{A} = \mathbb{I} + \mathbb{A}_1 z^{-1} + \mathbb{A}_2 z^{-2} + \dots + \mathbb{A}_{n_a} z^{-n_a}$ et $\mathbb{B} = z^{-d}(\mathbb{B}_0 + \mathbb{B}_1 z^{-1} + \dots + \mathbb{B}_{n_b} z^{-n_b})$ sont deux matrices polynomiales modélisant les dynamiques du système, d étant l'ordre du retard pur ;
- Le polynôme $\mathbb{C} = \mathbb{I} + c_1 \mathbb{I} z^{-1} + \dots + c_{n_c} \mathbb{I} z^{-n_c}$ permet de colorer le bruit blanc de moyenne nulle $\xi(k)$;
- Le polynôme $\mathbb{D}(z^{-1})$ permet de rendre ξ/\mathbb{D} non stationnaire, ce qui est souhaitable pour modéliser des perturbations [Camacho99]. Dans le cas présent, $\mathbb{D}(z^{-1})$ est défini comme un intégrateur pur :

$$\mathbb{D}(z^{-1}) \triangleq 1 - z^{-1},$$

étant donné que les perturbations sont supposées varier en échelons [Clarke87b, Camacho99].

A l'étape numéro k , les N_3 futurs incréments du signal de commande $\Delta_u(k) = u(k+1) - u(k)$, $k = 1, \dots, N_3$ sont calculés afin de minimiser le critère suivant :

$$\mathcal{J}(u, k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{y}(k+j) - r(k+j)\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_3} \|\Delta_u(k+j-1)\|^2 \quad (6.2)$$

où $[N_1, N_2]$ représente l'horizon de sortie et N_3 est la taille de l'horizon de commande. Le coefficient λ permet de régler le poids relatif de la commande sur le coût. Finalement, seul le premier des incréments de la tension est appliqué.

Application et résultats

La fonction de transfert à temps discret identifiée $G(z)$ est mise sous la forme ARIMAX (6.1) :

$$\mathbb{A}^{-1}(z^{-1})\mathbb{B}(z^{-1}) \triangleq G(z) = \frac{T_s}{z-1} J_i H(z) \quad (6.3)$$

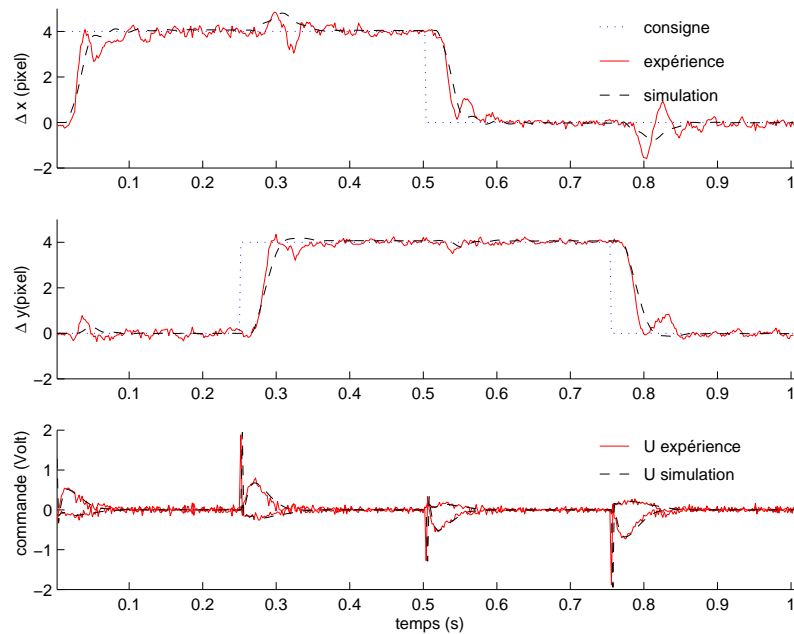


FIG. 6.3 – Expérimentation et simulation de commandes GPC fondées sur le modèle $G(z)$

Notons que l'obtention de cette décomposition n'est pas trivial dans le cas multivariable quand \mathbb{A} n'est pas diagonale, car les matrices \mathbb{A} et \mathbb{B} doivent être co-premières pour un calcul bien conditionné de la séquence de commande [Goodwin84].

Les paramètres du GPC sont réglés, lors de simulations, afin d'obtenir la réponse la plus rapide tout en limitant le dépassement pour des consignes en échelons de F^* ($\lambda = 200$, $N_1 = 1$, $N_2 = 20$, $N_3 = 20$). Les résultats expérimentaux et de simulation sont présentés sur la figure 6.3. Les temps de réponse sont de l'ordre de 50 ms et le système est proprement découplé. On note également que le modèle et le système réel présentent des réponses très similaires, ce qui assure de la validité en boucle fermée du modèle identifié en boucle ouverte.

Afin d'évaluer les améliorations permises par la prise en compte globale des flexibilités, les résultats expérimentaux et en simulation obtenus sur le modèle rigide (cf. figure 5.11) sont donnés sur la figure 6.4. On observe que les résultats sont fortement dégradés, ce qui montre bien, pour notre application, l'intérêt de la méthode proposée. Une analyse fréquentielle est présentée sur la figure 6.8, simultanément avec les résultats d'un correcteur H_∞ . Ces résultats seront commentés simultanément dans la prochaine sous-partie.

6.1.2 Commande H_∞

La commande H_∞ est réputée pour ses performances sur les systèmes flexibles [Duc99, Zhou96]. C'est pour cette raison que nous l'envisageons pour notre application.

Présentation de la méthode

Les valeurs singulières sont une généralisation de la notion de gain aux systèmes multivariables et permettent de traiter les systèmes multivariables avec autant de simplicité que les systèmes

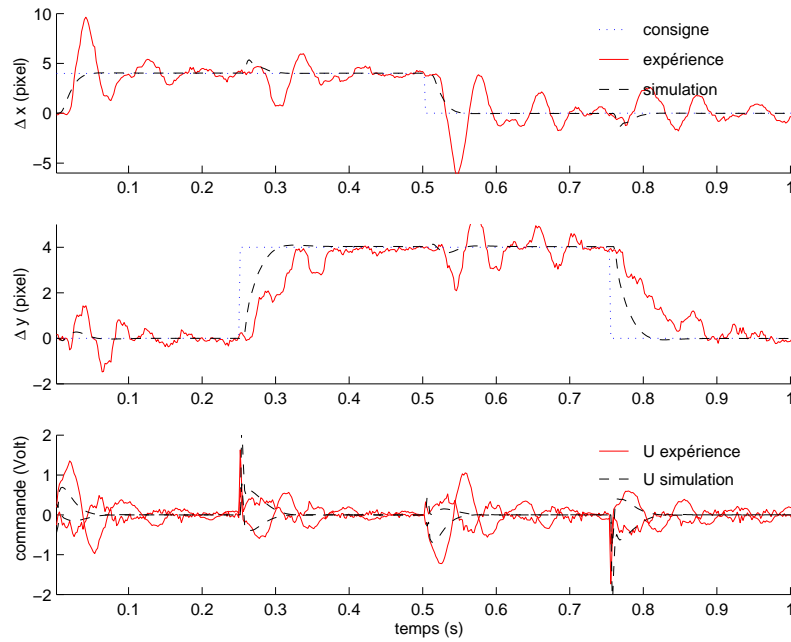


FIG. 6.4 – Expérimentation et simulation de commandes GPC fondées sur le modèle rigide

monovariables. Alors qu'un système monovariante est caractérisé par le tracé de son gain en fonction de la pulsation, un système multivariable à n entrées et n sorties est caractérisé par le tracé, en fonction de la pulsation, des n valeurs singulières de sa matrice de gain complexe. Ainsi, pour un système dynamique multivariable à temps continu, d'entrée u et de sortie y , donné sous forme de représentation d'état :

$$\dot{x} = Ax + Bu \quad (6.4)$$

$$y = Cx + Du \quad (6.5)$$

la matrice de transfert s'écrit :

$$G(s) = D + C(s\mathbb{I}_n - A)^{-1}B \quad (6.6)$$

où s est la variable de Laplace. On s'intéressera au tracé des valeurs singulières $\sigma_k(G(j\omega))$, $k = 1 \dots n$, en fonction de la pulsation ω . La norme H_∞ est définie comme le maximum sur ω de la plus grande valeur singulière :

$$\|G\|_\infty = \sup_{\omega \in \mathbb{R}^+} \bar{\sigma}(H(j\omega)) \quad (6.7)$$

Cette norme correspond à l'amplification maximale entre l'entrée et la sortie au sens de la norme \mathcal{L}_2 des signaux :

$$\|G\|_\infty = \sup_u \frac{\|y\|_2}{\|u\|_2} \quad (6.8)$$

avec

$$\|u\|_2^2 = \int_{-\infty}^{\infty} u^H(t)u(t)dt \quad (6.9)$$

où $u^H(t)$ est le Hermitien (conjuguée transposée) du signal $u(t)$.

Les performances d'un système multivariable asservi peuvent se caractériser grâce à la norme H_∞ . Considérons le système $G(s)$ rebouclé par un correcteur $K(s)$ afin d'asservir la sortie y à la référence r par la loi de commande $u(s) = K(s)e(s)$ où $e(s) = r(s) - y(s)$ est l'erreur de régulation. Le transfert entre la référence et l'erreur, appelé sensibilité et noté $S(s)$:

$$S(s) = T_{ey}(s) = (\mathbb{I}_n + G(s)K(s))^{-1} \quad (6.10)$$

est de type coupe-bas et sa pulsation de coupure à -3 dB de la plus grande de ses valeurs singulières donne la bande passante du système asservi. On peut alors construire un gabarit $F_1(s)$ de type coupe-bas, ayant comme pulsation de coupure ω_1 , et définir comme critère de performance que le tracé des valeurs singulières de $S(s)$ soit inférieur à $|F_1(j\omega)|$. Construisons le filtre $W_1(s) = \frac{1}{F_1(s)}\mathbb{I}_n$ et appliquons le à l'erreur de régulation e , ce qui donne en sortie z_1 (cf. figure 6.5). La condition de performance est alors satisfaite si la norme H_∞ du transfert entre r et z_1 est inférieure à 1.

Afin d'être robuste, un système asservi doit généralement se prémunir contre l'effet de dynamiques haute fréquence qui n'ont pas été prises en compte dans le modèle de synthèse. Le meilleur moyen d'y parvenir est de forcer le gain du correcteur à chuter dans les fréquences supérieures à la bande passante de l'asservissement. Considérons pour cela le transfert entre la consigne r et la commande u :

$$T_{ur}(s) = K(s)(\mathbb{I}_n + G(s)K(s))^{-1} \quad (6.11)$$

Pour les fréquences supérieures à la bande passante de l'asservissement, le gain de la boucle est faible devant l'unité et on peut faire l'approximation :

$$T_{ur}(s) \simeq K(s) \quad (6.12)$$

Ainsi, la limitation du gain du correcteur peut se faire en limitant les valeurs singulières de $T_{ur}(s)$. On choisit alors un gabarit $F_2(s)$ de type intégrateur dont le gain chute en haute fréquence. Construisons le transfert $W_2(s) = \frac{1}{F_2(s)}\mathbb{I}_n$ et appliquons ce filtre à la commande u , ce qui donne en sortie z_2 . Cette condition de performance sur la commande est remplie si la norme H_∞ du transfert entre r et z_2 est inférieure à 1.

Le système étant mis sous la forme standard de la figure 6.5, l'algorithme de Glover-Doyle [Doyle89] permet la synthèse d'un correcteur $K(s)$ permettant de stabiliser le système et de minimiser la norme H_∞ du transfert T_{zw} entre w et z . On note γ la valeur de la norme obtenue. Les gabarits effectifs sont alors $\gamma F_1(s)$ et $\gamma F_2(s)$. On règle $F_1(s)$ et $F_2(s)$ de sorte que γ soit proche de un.

Implantation et résultats

Des synthèses ont été réalisées à partir des deux modèles identifiés : le modèle à temps discret et le modèle à temps continu. Dans tous les cas, la synthèse a été faite en temps continu ; la conversion continu/discret étant réalisée par la transformée bilinéaire. Dans ce paragraphe, seul les résultats obtenus avec le modèle à temps continu sont présentés.

L'ordre du système identifié est de 16, ce qui est très raisonnable pour ce genre de système. Une étape de réduction a toutefois été pratiquée, permettant de ramener l'ordre du système à 10. Les valeurs singulières des deux modèles sont présentées sur la figure 6.6. Cette étape de

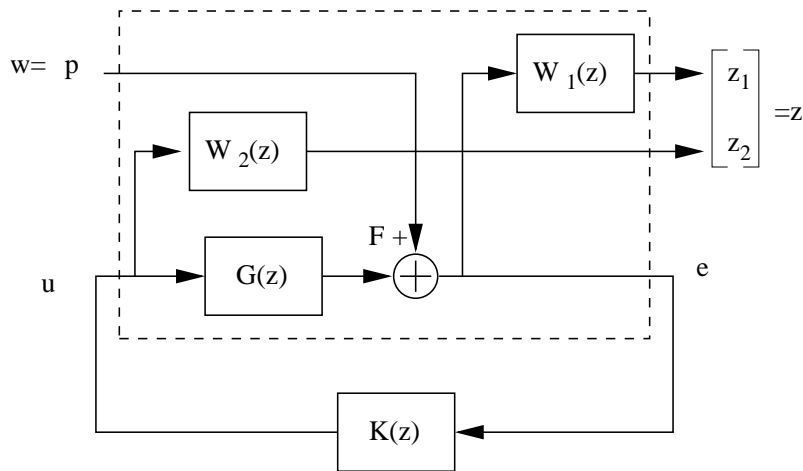


FIG. 6.5 – Diagramme du système standard avec fonctions de pondération pour la synthèse H_∞

réduction d'ordre a été faite par troncature des modes les moins significatifs au sens des valeurs singulières de Hankel [Anderson89, Mustapha91].

Le correcteur obtenu est présenté sur la figure 6.7. On vérifie que son gain diminue en haute fréquence. Les gabarits et les fonctions de transfert du système asservi sont représentés sur la figure 6.8, montrant une bande passante de l'ordre de 20 rad.s^{-1} . Les réponses fréquentielles obtenues avec le GPC ont également été tracées à titre de comparaison. Les deux correcteurs montrent une bande passante similaire avec un meilleur amortissement pour le correcteur H_∞ ainsi qu'une plus grande similitude des deux valeurs singulières.

Les réponses temporelles du système, obtenues en simulation et expérimentalement en réponse à des perturbations indicielles, sont données sur la figure 6.9. La référence est bien suivie et un bon découplage est réalisé entre les deux axes. Comparé au correcteur GPC, on peut noter que les réponses dans les directions x et y sont de qualité similaire. Cependant, le signal de commande est bien plus régulier avec la commande H_∞ , ce qui a l'avantage de moins fatiguer la structure.

6.2 Analyse du domaine de stabilité

La stratégie de commande multivariable a donné des résultats satisfaisants pour des tâches autour d'une configuration nominale. Il importe désormais d'évaluer le domaine de stabilité autour de la configuration nominale. L'étude présentée dans cette partie s'appuie sur un modèle analytique du bras, tenant compte des flexibilités des segments.

6.2.1 Obtention du modèle dynamique analytique

La méthode des modes supposés

Deux méthodes peuvent être utilisées pour simuler les structures flexibles. L'approche par éléments finis consiste à discrétiser la structure en plusieurs éléments pouvant être considérés comme rigides et liés les uns aux autres par des articulations flexibles [Meek95]. Le modèle dy-

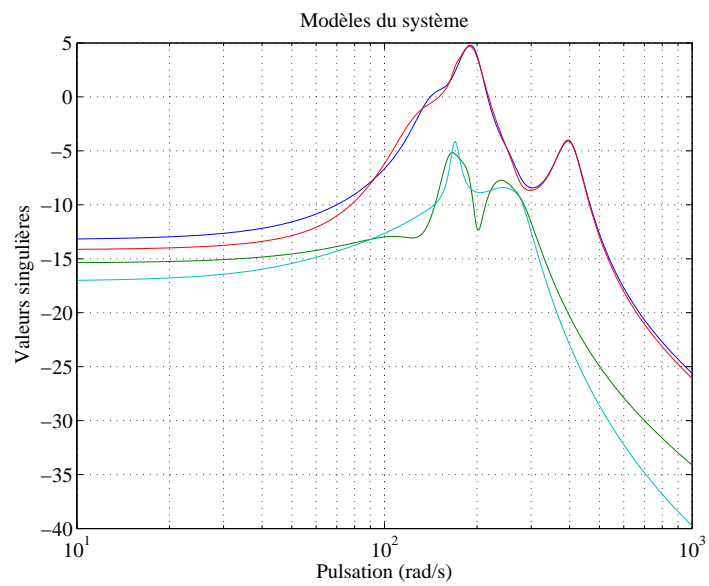


FIG. 6.6 – Modèle initial d'ordre 16 du système et modèle d'ordre réduit à l'ordre 10

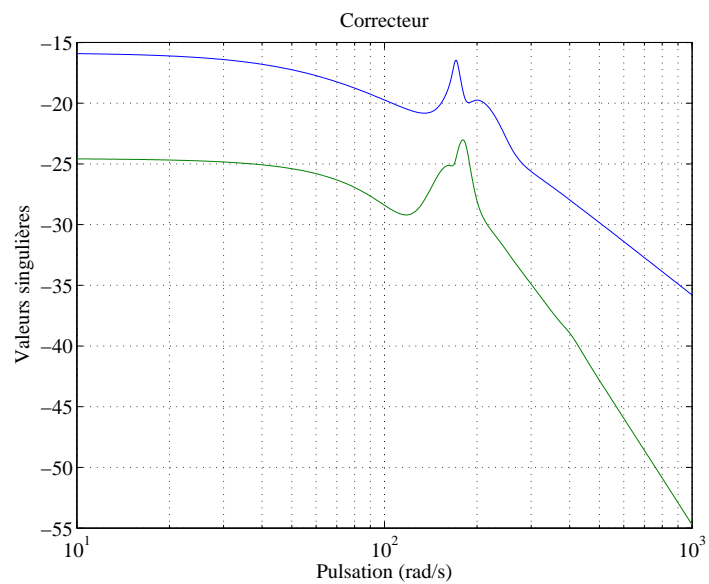
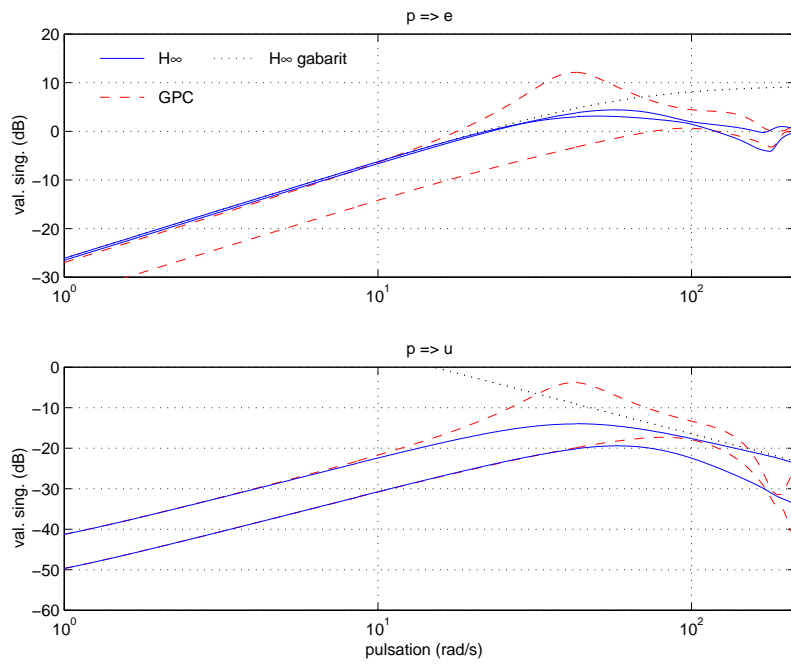
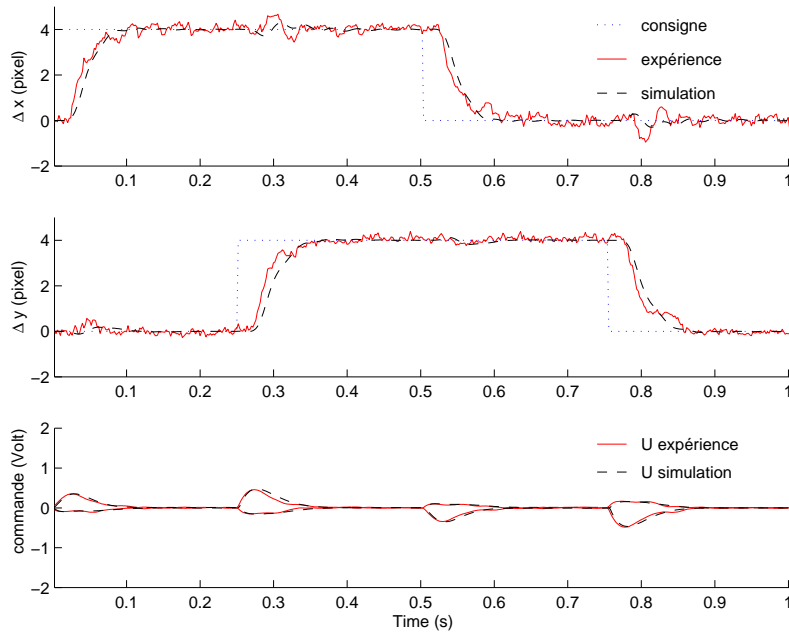


FIG. 6.7 – Correcteur synthétisé

FIG. 6.8 – Fonction de transfert en boucle fermée pour les correcteurs GPC et H_∞FIG. 6.9 – Réponses temporelles obtenues avec la commande H_∞ : expérience et simulation

namique est alors obtenu par les équations d'Euler-Lagrange appliquées au système discrétisé. Il est généralement d'ordre très élevé.

La seconde approche, plus classiquement utilisée pour les problèmes de commande, s'appuie sur une forme supposée des champs de déformations (*assumed modes* en anglais). La déformations $v(x, t)$ est alors choisie comme une somme de déformations élémentaires :

$$v(x, t) = \sum_k \psi_k(x) V_k(t) \quad (6.13)$$

où $\{\psi_k(x)\}_{k=1\dots n}$ est la base de déformation. Les V_k sont inclus comme des variables additionnelles dans le vecteur de coordonnées généralisées $q = [\theta^T \ V^T]^T$ avec $V = [V_1 \dots V_n]^T$. Le modèle généralisé a la même structure générale que les modèles des systèmes rigides :

$$M(q)\ddot{q} = F(q, \dot{q}, T) \quad (6.14)$$

où T est le vecteur des couples articulaires. Une référence développant cette approche est le travail de De Lucas et Siciliano dans lequel la base de déformation est composée des modes libres du système et le modèle dynamique est obtenu avec les équations d'Euler-Lagrange [deLuca91].

La boîte à outils Dynaflex

La boîte à outils Dynaflex s'utilise avec le logiciel de calcul symbolique Maple [Shi02]. Elle permet la modélisation de systèmes mécaniques complexes avec tout type de contraintes cinématiques, la description du système se faisant au moyen d'un graphe. Les segments peuvent être rigides ou flexibles.

Les champs de déformation considérés respectent l'hypothèse d'Euler-Bernouilli stipulant que les points d'une section d'une poutre déformée restent dans le même plan. Les déformations sont la résultante de quatre composantes : la déformation axiale, les deux déflexions latérales et la torsion. Dans un espace à trois dimensions (O, X, Y, Z), considérons une poutre dans la direction X de $x = 0$ à $x = L$. Pour un point de cette poutre de coordonnées (x, y, z) sans déformation, ses coordonnées $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ après déformations s'écrivent [Shi01] :

$$\begin{cases} \tilde{x} &= x + u - yv' - zw' - \frac{1}{2} \int_0^x (v'^2 + w'^2) d\xi \\ \tilde{y} &= y + v - z\phi + y \\ \tilde{z} &= z + w + y\phi + z \end{cases} \quad (6.15)$$

où $u(x, t)$ est l'élongation, $v(x, t)$ et $w(x, t)$ sont les déflexions respectivement selon les directions Y et Z et $\phi(x, t)$ est l'angle de torsion ; l'apostrophe représentant le gradient selon x ($v'(x, t) = \frac{\partial v(x, t)}{\partial x}$). Chaque déformation u, v, w et ϕ est développée selon une série tronquée de fonctions. Différentes séries sont utilisables : Taylor, Chebycheff ou Legendre. Dans le cas d'une série de Taylor, que nous utiliserons dans la suite, on peut écrire la déformation transverse $v(x, t) = \sum_{k=1}^{n_v} V_k(t) x^{k+1}$. Notons que pour la déformation transverse, le premier terme est bien $V_1 x^2$ étant donné que la poutre reste tangente à l'axe X en l'origine. En s'appuyant sur le principe des travaux virtuels, la boîte à outils Dynaflex fournit les expressions de M et de F du modèle dynamique (6.14).

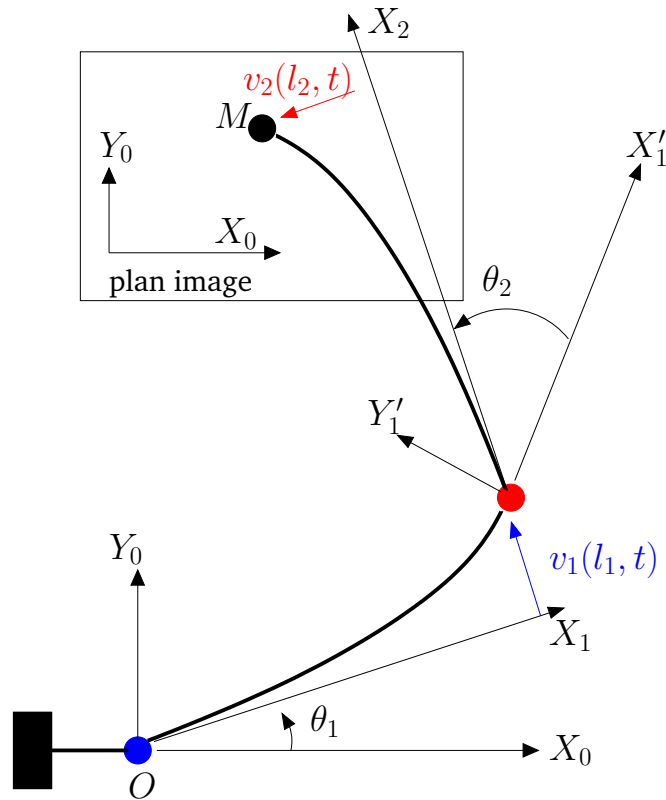


FIG. 6.10 – Bras flexible à 2 DDL

Application au bras à deux segments

Dans le cas du bras articulé se déplaçant dans le plan horizontal, les déformations prépondérantes sont les déflexions dans le plan de déplacement notées v . Comme représenté sur la figure 6.10, on notera $v_1(x, t)$ et $v_2(x, t)$ ces déflexions. Pour chaque déformation, un terme unique est utilisé : $v_1(x, t) = V_{11}(t)x^2$ et $v_2(x, t) = V_{21}(t)x^2$.

Modèle cinématique. En considérant que la caméra se trouve à la verticale de l'extrémité du bras, la mesure F peut être assimilée à la position (x_M, y_M) de l'extrémité du bras dans un plan horizontal. En s'appuyant sur l'expression générale (6.15) du champ de déformation, la mesure s'exprime dans le repère (O, X_0, Y_0) comme les parties réelle et imaginaire de :

$$z_M = \exp(j\theta_1) \left(l_1 + jV_{11}l_1^2 - \frac{2}{3}V_{11}^2l_1^3 \right) + \exp(j(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1)) \left(l_2 + jV_{21}l_2^2 - \frac{2}{3}V_{21}^2l_2^3 \right). \quad (6.16)$$

Modèle dynamique. Les deux segments sont de longueur identique $l_1 = l_2 = 0,5$ m, de section carrée de coté $r = 5$ cm ; les masses sont $m_1 = 7,5$ kg et $m_2 = 5$ kg ; le module de Young est de 1 GPa. Les coefficients d'amortissement des articulations sont considérés comme nuls. Les expressions de la matrice $M(q)$ et du vecteur $F(q, \dot{q}, T)$ sont données en annexe.

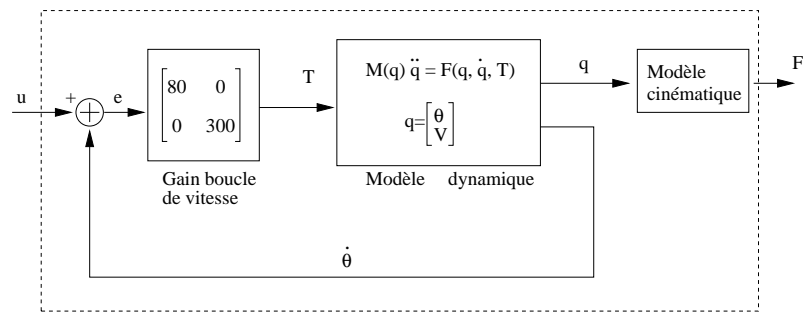


FIG. 6.11 – Schéma bloc du bras flexible commandé en vitesse dans l'image caméra.

Modèle pour l'asservissement visuel (axes asservis en vitesse) Dans le cadre des asservissements visuels, le robot est très souvent commandé en vitesses articulaires (U) puisque l'on est capable de lier les vitesses articulaires aux déplacements dans l'image via la matrice d'interaction. Les boucles internes de vitesses sont généralement directement implémentées dans les variateurs des moteurs. Celles-ci ont aussi un effet linéarisant, puisqu'elle permette de rejeter partiellement les perturbations et non-linéarités dues aux forces d'inerties qui apparaissent lors d'une commande en couple. Ainsi le modèle non-linéaire complet du robot commandé en vitesse et à asservir dans l'image est donné sur la figure 6.11.

6.2.2 Lois de commande considérées

Dans le but de les comparer, différentes lois de commande sont envisagées : les lois utilisées classiquement en asservissement visuel de robots rigides et les commandes H_∞ .

Asservissement visuel classique

Soit F le vecteur des coordonnées des marqueurs dans l'images et F^* sa valeur de référence. Pour un bras rigide, les déplacements dans l'image sont liés au déplacement des positions articulaires et la relation $\dot{F} = J(\theta)\dot{\theta}$ peut être obtenue où $J(\theta)$ est la matrice d'interaction. En supposant que les vitesses articulaires sont parfaitement asservies ($\dot{\theta} = \dot{\theta}^*$ avec $\dot{\theta}^*$ le vecteur de référence des vitesses articulaires), la stratégie de commande classiquement utilisée pour l'asservissement visuel d'un manipulateur rigide est :

$$\dot{\theta}^* = \lambda J^\dagger(\theta)(F^* - F) \quad (6.17)$$

où $J^\dagger(\theta)$ est l'inverse ou la pseudo-inverse de J , suivant que celle-ci est carrée ou non.

Le système rigide est globalement stable et les erreurs dans l'image décroissent de manière exponentielle. Les dynamiques peuvent être modifiées avec le gain scalaire λ [Espiau92]. Notons que cette approche néglige complètement les dynamiques du robot, le modèle étant composé d'une matrice de gains variables et d'intégrateurs purs. Les retards et les effets de discrétisation sont aussi négligés.

Commande H_∞

Dans le cadre de cette étude de stabilité, un correcteur H_∞ est synthétisé à partir d'un modèle linéarisé du système.

Le modèle non-linéaire des dynamiques du bras flexible s'écrit :

$$\ddot{q} = \phi(q, \dot{q}, T) \quad (6.18)$$

avec :

$$\phi(q, \dot{q}, T) = M^{-1}(q)F(q, \dot{q}, T). \quad (6.19)$$

Le modèle linéaire autour d'une position données (q_0, \dot{q}_0, T_0) s'écrit :

$$\dot{\chi} = A\chi + BT \quad (6.20)$$

avec :

$$\chi = \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix}; \quad A = \begin{bmatrix} 0_{4 \times 4} & I_4 \\ \frac{\partial \phi(q_0, \dot{q}_0, T_0)}{\partial q} & \frac{\partial \phi(q_0, \dot{q}_0, T_0)}{\partial \dot{q}} \end{bmatrix}; \quad B = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{\partial \phi(q_0, \dot{q}_0, T_0)}{\partial T} \end{bmatrix}. \quad (6.21)$$

L'équation de sortie est obtenue à partir du modèle géométrique; la sortie étant $y = \psi(q) = [\Re(z_M); \Im(z_M)]^T$ (cf. eq. (6.16)), l'équation de sortie linéaire s'écrit alors :

$$y = C\chi \quad (6.22)$$

avec :

$$C = \begin{bmatrix} \frac{\partial \psi(q_0)}{\partial q} & 0_{2 \times 4} \end{bmatrix} \quad (6.23)$$

La linéarisation est effectuée pour la position $\theta_2 = \frac{3\pi}{4}$. Les variations des vitesses et des déformations étant symétriques, la linéarisation est faite pour une position nominale où tout les autres états sont nuls. La réponse fréquentielle de la fonction de transfert entre le couple et la vitesse angulaire est donnée dans la figure 6.12 avec et sans flexibilités. On observe l'effet des modes flexibles entre 10 et 1000 rad.s⁻¹.

Le système à asservir dans l'image (F est la grandeur à réguler) est cependant la linéarisation du bras flexible asservi en vitesse de la figure 6.11. Ce système est d'ordre 8 et sa réponse fréquentielle est donnée sur la figure 6.13.

Le correcteur H_∞ est synthétisé, comme expliqué dans le paragraphe 6.1.2, en prenant comme gabarits $F_1(s) = \frac{s}{0.5s+13.2}$ et $F_{21}(s) = \frac{s+10000}{2.2+2.2e^{-4}}$ avec $\gamma = 0,99$. Les gabarits et la réponse fréquentielle des transferts en boucle fermée sont donnés dans la figure 6.14. Le correcteur obtenu est d'ordre 12, tandis que sa réponse fréquentielle est également représentée sur la figure 6.13.

Résultats

Deux expériences sont considérées de manière à évaluer les performances. Dans la première (#1), un déplacement de 5 cm d'amplitude est requis simultanément sur x_1 et x_2 . Les trajectoires sont données sur la figure 6.15; les déplacements dans l'image étant représentés dans la partie supérieure et les vitesses articulaires dans la partie inférieure. Dans une seconde expérience (#2), la trajectoire dans l'image est un rectangle parcouru à vitesse constante de 0,1 m.s⁻¹, représenté sur la figure 6.16.

A titre de référence, les résultats obtenus à partir d'un modèle rigide avec une stratégie de commande classique (6.17) sont donnés sur les figures 6.15 et 6.16. On observe que les trajectoires

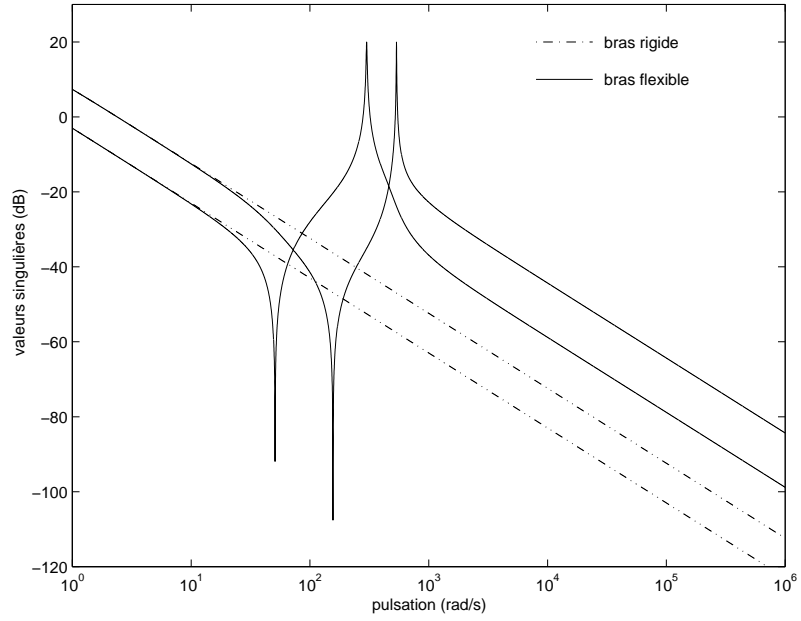


FIG. 6.12 – Réponse fréquentielle du bras avec et sans flexibilités entre le couple et la vitesse angulaire

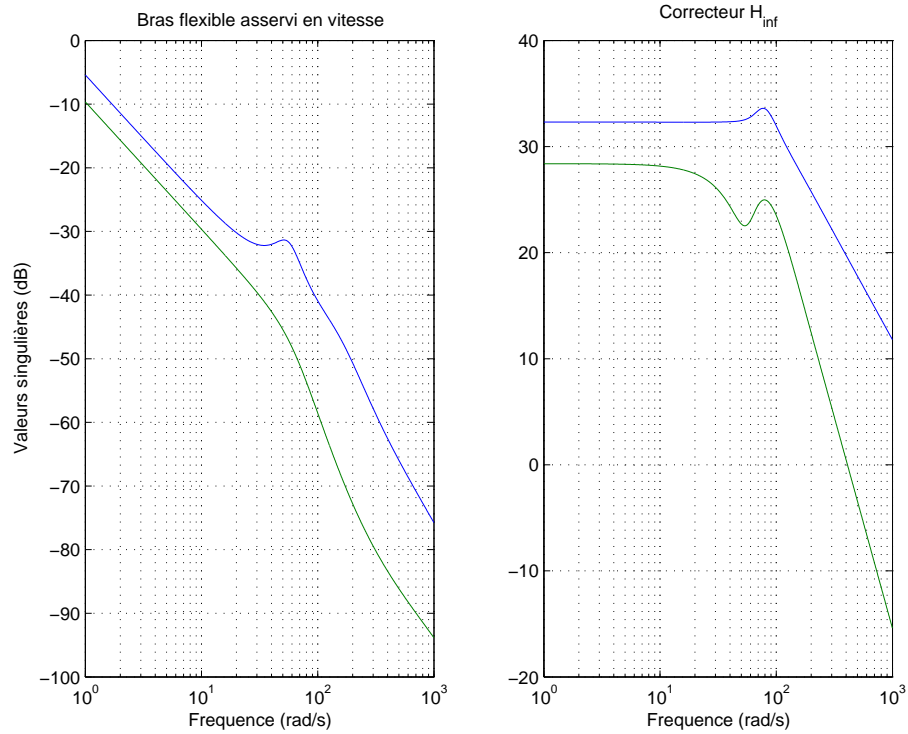


FIG. 6.13 – Réponse fréquentielle du système, la position dans l'image du bras commandé en vitesse, et du correcteur H_{∞} synthétisé.

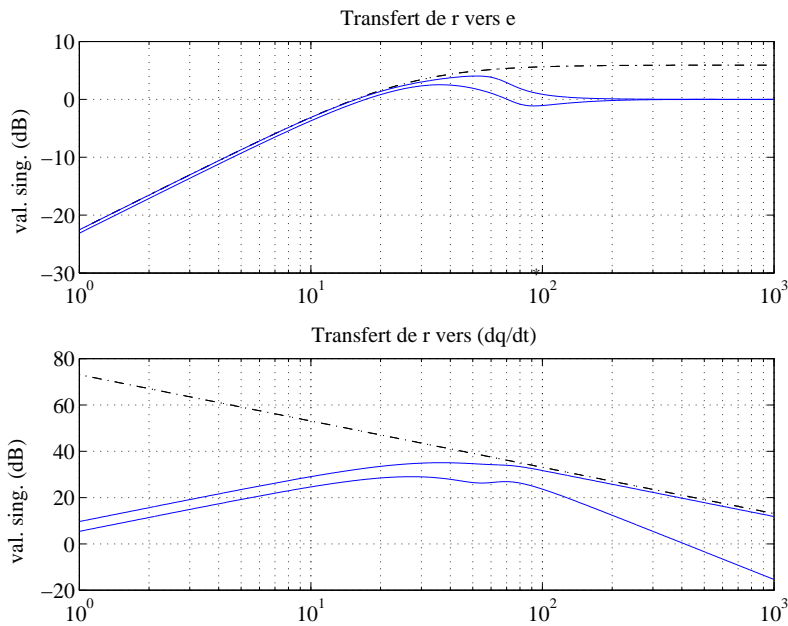


FIG. 6.14 – Réponse fréquentielle du système corrigé avec commande H_∞ (continu) et gabarits (pointillés)

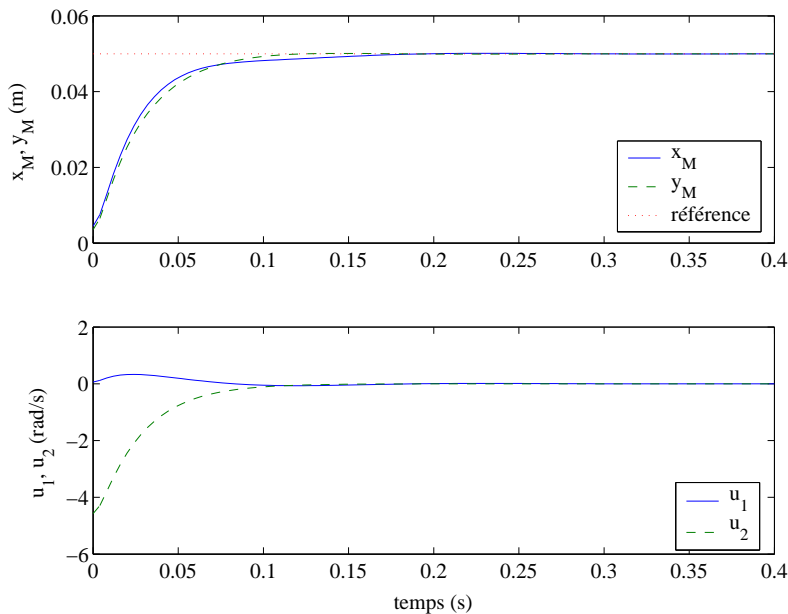


FIG. 6.15 – Expérience #1 avec la stratégie classique de commande sur le modèle rigide ($\lambda = 35 \text{ s}^{-1}$)

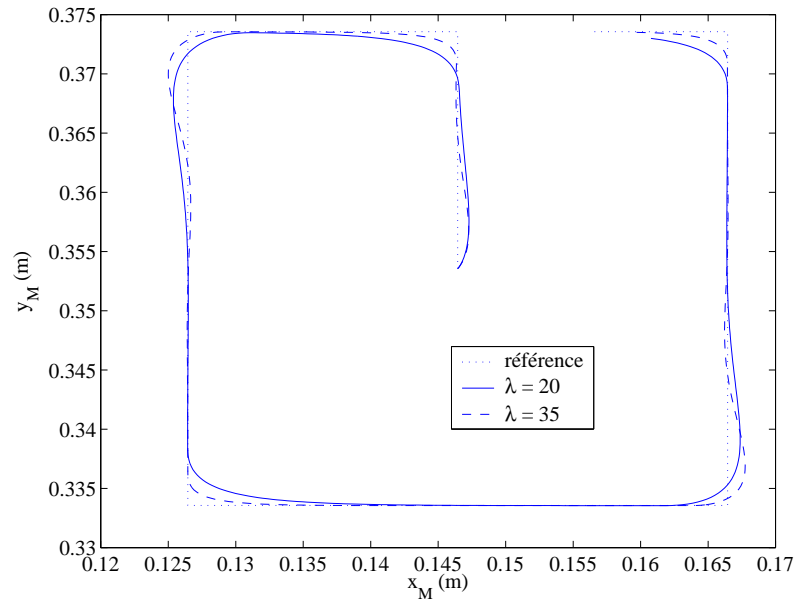
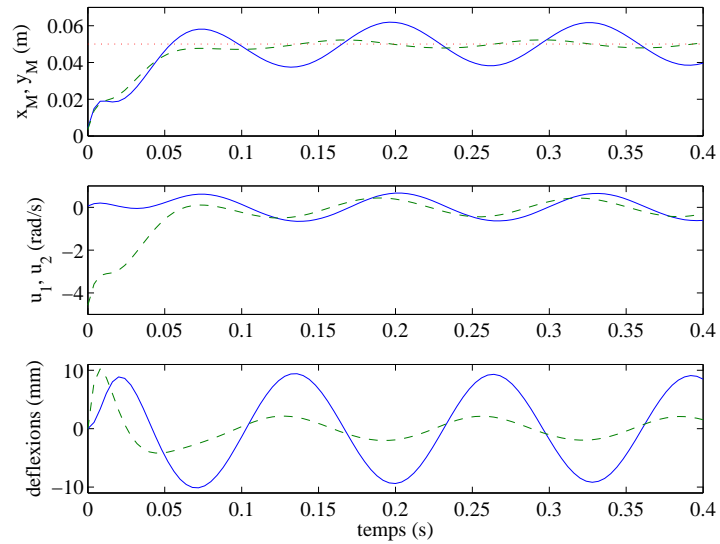


FIG. 6.16 – Expérience #2 avec la stratégie de commande classique sur le modèle rigide

FIG. 6.17 – Expérience #1 avec la stratégie classique de commande sur le modèle flexible avec $\lambda = 35 \text{ s}^{-1}$; les déflexions sont données à l'extrémité des segments

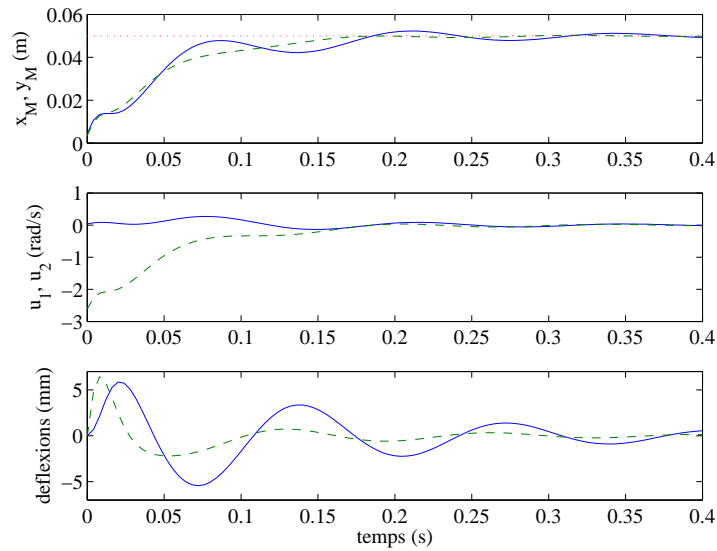


FIG. 6.18 – Expérience #1 avec la stratégie classique de commande sur le modèle flexible ($\lambda = 20 \text{ s}^{-1}$)

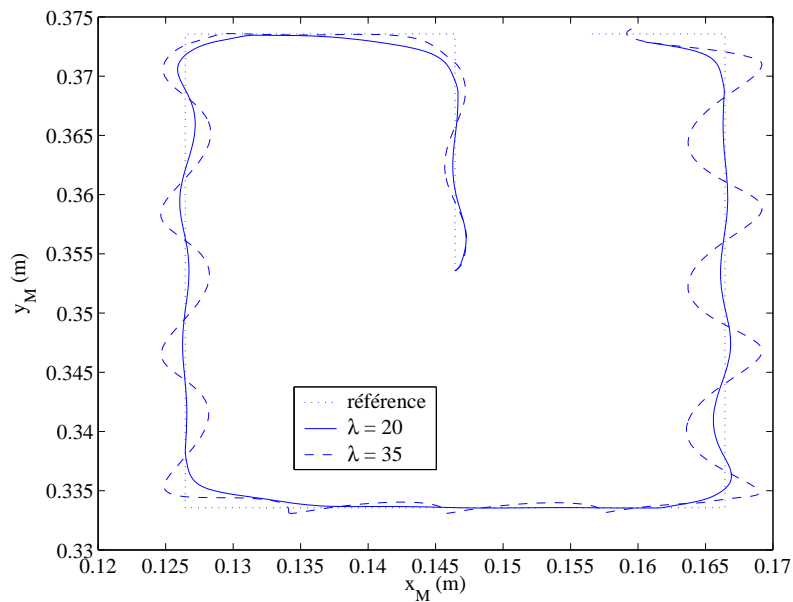
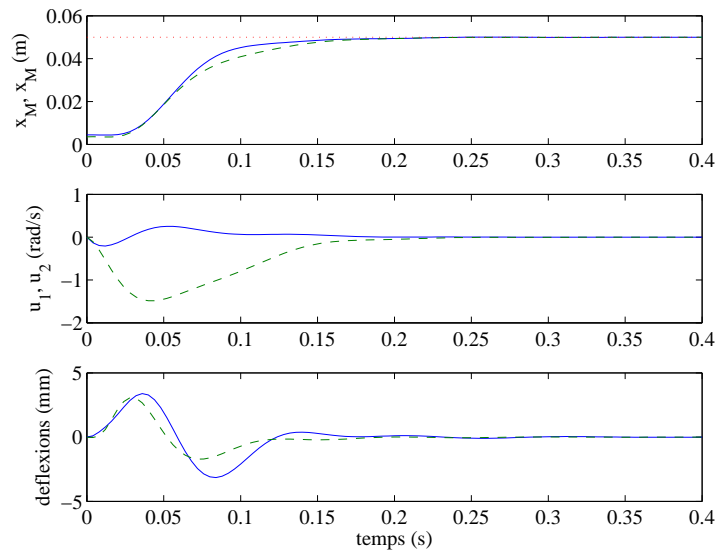


FIG. 6.19 – Expérience #2 avec la stratégie classique de commande sur le modèle flexible

FIG. 6.20 – Simulation #1 avec correcteur H_∞ sur le modèle flexible

de référence sont suivies avec précision.

Les trajectoires temporelles obtenues avec la méthode classique sur le modèle flexible ($\lambda = 35 \text{ s}^{-1}$) sont données sur les figures 6.17 à 6.19. On peut noter qu'avec la valeur précédente du gain ($\lambda = 35 \text{ s}^{-1}$), le système est instable ou, du moins, ne parvient pas à suivre la trajectoire de référence. La bande passante doit donc être réduite et un suivi correct est obtenu avec $\lambda = 20 \text{ s}^{-1}$. Les trajectoires de références sont suivies mais le comportement est largement ralenti.

Les trajectoires obtenues sur le système flexible avec le correcteur H_∞ sont données sur les figures 6.20 et 6.21. On note que le comportement est nettement amélioré en comparaison de la stratégie classique. Pour l'expérience #2, les déflexions maximales sont respectivement de 0,76 mm et de 0,17 mm à l'extrémité des deux segments.

Dans une tentative d'amélioration de la robustesse, un correcteur à gains variables (GS) peut être conçu, inspiré de la loi de commande classique (6.17). Le correcteur nominal étant $K(s)$, le correcteur à gain variable peut être soit $K_1(s)J^{-1}(q)$ avec $K_1(s) = K(s)J(q_0)$ soit $J^{-1}(q)K_1(s)$ avec $K_1(s) = J(q_0)K(s)$. Les deux stratégies de programmation de gain montrent des résultats similaires ; seule la première version est donc présentée. Sur la figure 6.21 sont donnés des résultats du correcteur H_∞ avec et sans GS. Les améliorations sont peu sensibles ; ce point sera souligné dans la section suivante.

6.2.3 Domaine de stabilité

Les méthodes proposées pour l'identification et la commande du bras s'appuient sur un modèle linéaire. Ce modèle est valable autour d'une configuration nominale, ce qui correspond bien à l'application de la chirurgie à cœur battant où la zone de travail est réduite. Il est cependant bien connu que les manipulateurs ont des comportements non linéaires ; ce qui fait que la méthode

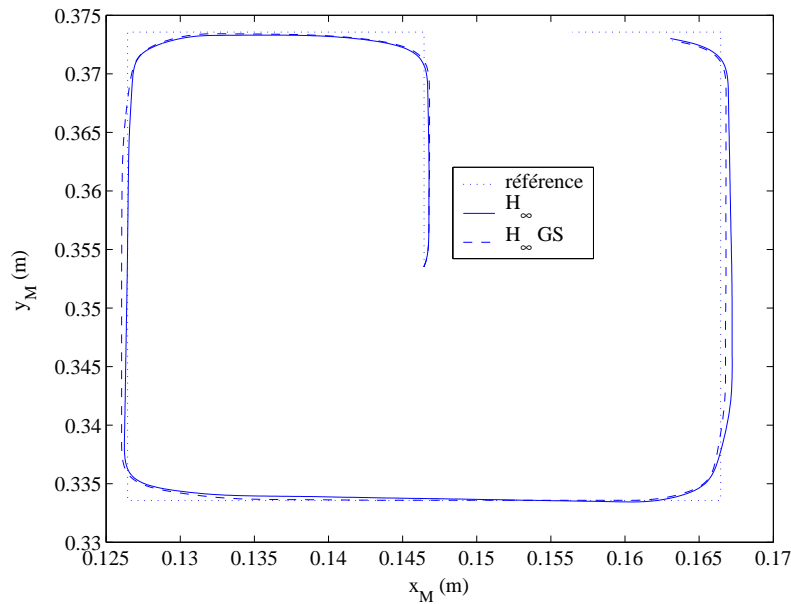


FIG. 6.21 – Simulation #2 avec le correcteur H_∞ sur le modèle flexible

verra ses performances se détériorer au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la configuration nominale. Dans ce paragraphe, nous nous intéressons à l'évaluation d'un domaine de travail où la stabilité et certaines performances restent garanties. Précisons que les méthodes présentées sont relativement élémentaires et constituent une première réponse au problème.

Méthodes d'analyse de la stabilité et de la robustesse

De nombreuses approches sont disponibles pour garantir la stabilité ou les performances d'un système sur un domaine donné de travail. Dans le cas des systèmes linéaires, il est bien connu que la stabilité est assurée dès lors que les valeurs propres de la matrice d'état, qui sont aussi les pôles du système, sont à parties réelles négatives.

Lorsqu'on s'intéresse à la stabilité d'un système linéaire incertain, les méthodes de type μ -analyse sont intéressantes pour déterminer si le système est stable ou respecte certaines performances pour l'ensemble des valeurs des incertitudes. Ces approches s'appuient sur la notion de valeur singulière structurée [Doyle82]. Cette notion est une extension de la valeur singulière qui permet de prendre en compte la structure des incertitudes. De nombreux algorithmes ont été développés pour le calcul de bornes inférieures et supérieures du μ , certains ayant l'avantage d'avoir un temps de calcul qui évolue de manière polynomiale et non exponentielle en fonction de la complexité du problème [Young97, Young95]. Des méthodes et outils sont également disponibles dans le but de modéliser le système sous la forme adéquate de représentation linéaire fractionnaire [Magni01].

Pour les systèmes non linéaires, il ne suffit pas de garantir que le système linéarisé est localement stable pour chacun des points d'équilibre pour garantir la stabilité globale. La méthode la plus courante pour ces systèmes est la stabilité au sens de Lyapunov où un système est prouvé comme étant stable dès lors qu'on connaît une fonction d'énergie qui décroît sur l'ensemble du

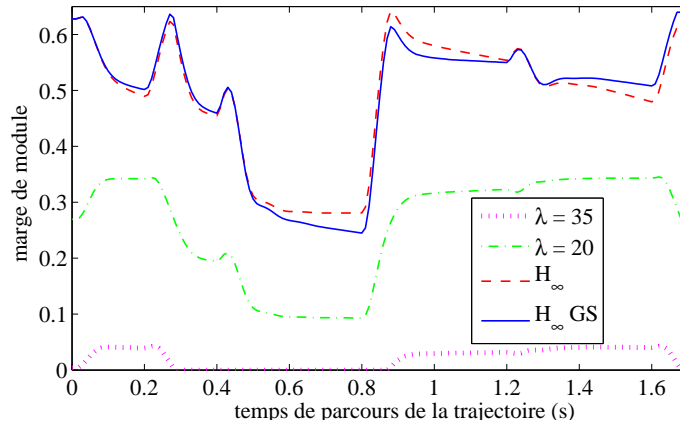


FIG. 6.22 – Évolution de la robustesse durant le parcours de la trajectoire. La marge de module est évaluée le long de la trajectoire sur un modèle linéarisé en chaque point de cette trajectoire.

domaine. Dans certains cas, cette définition permet une écriture sous forme d'un nombre fini d'inégalités matricielles pour lesquelles des algorithmes efficaces de résolution ont été développés [Nesterov94]. Cependant, dans le cas de modèles complexes, il n'est pas possible de trouver une formulation reposant sur un nombre fini de LMI et ces approches perdent quelque peu de leur intérêt.

La μ -analyse a été étendue aux systèmes comportant des non-linéarités différentiables. Dans ce cas, le modèle linéarisé dépend du point de fonctionnement qui peut être considéré comme une variable incertaine du système [Döll99]. Néanmoins, dans le cas présent, il n'apparaît pas possible d'accéder à une modélisation ad-hoc, en raison de la complexité du modèle.

Marge de module

La marge de module est un des critères classiquement considéré lors de la synthèse d'un correcteur. Comprise entre zéro et un, elle est d'autant meilleure qu'elle est élevée ; une marge de module supérieure à 0,5 est classiquement considérée comme très satisfaisante. Pour un système mono-variable, elle se définit dans le lieu de Nyquist¹ comme la distance au point critique. Pour un système multivariable, on la définit classiquement comme l'inverse de la norme H_∞ de la sensibilité :

$$\Delta_M = \frac{1}{\|S(s)\|_\infty} \quad (6.24)$$

où la sensibilité $S(s)$ est le transfert entre la référence et l'erreur. En monovarié, les deux définitions sont équivalentes.

Sur la figure 6.22 sont tracées les variations de cette marge de module correspondant au modèle linéarisé pour chaque point de la trajectoire expérimentale #2. Le correcteur classique avec $\lambda = 35$ montre une instabilité pour la majeure partie de la trajectoire. Le correcteur classique avec $\lambda = 20$ reste stable mais sa marge de module est faible. Une réelle amélioration est obtenue avec le correcteur H_∞ avec ou sans programmation de gain.

¹Le lieu de Nyquist est le lieu du gain complexe d'une fonction de transfert lorsque la pulsation varie.

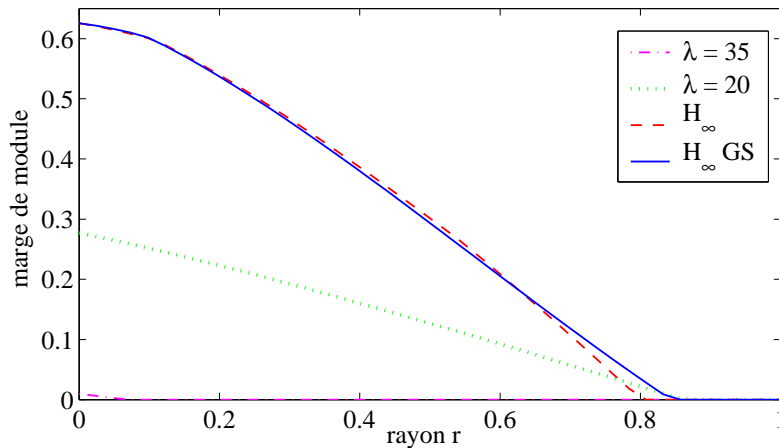


FIG. 6.23 – Évolution de la robustesse en fonction de la taille du domaine de travail

Domaine garanti

Plutôt que de vérifier qu'un critère est satisfait le long d'une trajectoire déterminée, il est plus intéressant de garantir que ce critère est satisfait sur un domaine de travail déterminé. À partir d'une simulation sur une trajectoire typique, on peut relever les intervalles de variation de chaque paramètre et les mettre sous la forme $[x_{k0} - w_k ; x_{k0} + w_k]$. Dans l'espace d'état, nous définissons ainsi un domaine nominal, \mathcal{B} , qui est un parallélotope.

Appelons $\mathcal{B}(r)$, le parallélotope obtenu par dilatation du domaine nominal par un rapport r , correspondant aux variations de x_k sur $[x_{k0} - rw_k ; x_{k0} + rw_k]$. Le minimum du critère de performance sur $\mathcal{B}(r)$ est une fonction décroissante de r . Sur la figure 6.23 sont données les variations de la marge de module en fonction du coefficient de dilatation. Pour des raisons de temps de calcul, la marge de module est évaluée uniquement sur les $2^8 = 64$ sommets de $\mathcal{B}(r)$; le pire cas étant retenu. Le domaine sur lequel le système reste stable correspond à 80 % du domaine nominal.

Rigoureusement, ce qui est calculé est un majorant du domaine de stabilité car l'évaluation de la marge de module n'est pas faite sur l'ensemble du domaine. Ainsi, il n'est pas absolument garanti qu'un point à l'intérieur de 80 % du domaine nominal ne soit pas instable. À l'inverse, pour un espace de travail plus important que 80 % de l'espace nominal, on est sûr qu'il existe un point instable.

6.3 Conclusion

À partir du modèle identifié dans le chapitre précédent, différentes lois de commande multivariées ont été implantées. L'évaluation des résultats montre que, pour le manipulateur considéré qui comporte de légères flexibilités, les résultats sont clairement améliorés comparativement à une méthode plus classique ne prenant en compte que les dynamiques d'asservissement de la vitesse articulaire. La bande passante obtenue est compatible avec l'application de suivi des mouvements du cœur. La commande H_∞ montre des résultats légèrement meilleurs que le GPC avec une commande plus régulière. Néanmoins, le GPC permet facilement d'inclure le modèle de prédiction et s'avère donc précieux pour la suite du travail.

L'étude en simulation a permis de mieux évaluer la méthode proposée, y compris de définir ses limites. Il a été montré que des flexibilités de faible amplitude peuvent détériorer de manière drastique les performances d'une stratégie classique d'asservissement visuel. Les méthodes H_∞ sont connues pour la commande de systèmes LTI incluant des flexibilités. Dans le cas présent, elles permettent d'atteindre des performances élevées autour d'une position nominale. Il a également été montré que ces performances sont préservées dans un espace de travail restreint. Cela peut s'avérer suffisant pour des applications où des performances importantes sont nécessaires uniquement sur un espace de travail limité, ce qui est bien notre cas.



Conclusion générale

Les maladies cardio-vasculaires sont un enjeu de santé publique majeur. D'après les projections de l'OMS, le nombre de décès annuels imputables aux maladies cardio-vasculaires devrait atteindre le chiffre de 24,2 millions en 2030 contre 16 millions actuellement. En pourcentage, le nombre de décès imputables aux maladies cardio-vasculaires devrait ainsi atteindre 32,5% dans moins de 30 ans [Mackay05].

Les mouvements du cœur sont actuellement une difficulté majeure pour la réalisation des images et des opérations de chirurgie cardiaque, comme le pontage coronarien. Pouvoir disposer de systèmes de téléopération intégrant la compensation des mouvements cardiaques et permettant au chirurgien d'opérer un organe apparemment statique serait donc une avancée majeure pour la chirurgie cardiaque. Les nouvelles thérapies, qui envisagent de reconstituer le muscle à l'aide de cellules souches ou de créer de nouveaux vaisseaux, pourraient également profiter de ces systèmes actifs de compensation afin de délivrer avec précision les agents actifs sur le site visé [Simons00, Menasche04].

La compensation du mouvement cardiaque nécessite de disposer d'un modèle mathématique suffisamment précis, permettant de prédire ce mouvement. En nous appuyant sur une analyse détaillée des différents signaux fournis par le respirateur, l'électrocardiogramme et la caméra, nous avons pu établir un modèle qui s'avère de meilleure qualité que ceux qui étaient disponibles dans la littérature. Nous avons également montré que le signal fourni par l'électrocardiogramme permet d'anticiper une arythmie avec suffisamment de temps pour permettre au manipulateur de se placer à une distance de sécurité de l'organe.

La compensation des mouvements cardiaques requiert des dynamiques élevées du manipulateur. Pour ces fréquences, les modes flexibles ne peuvent plus être négligés et il importe de les identifier correctement pour accéder à la plus grande bande passante possible. Nous avons proposé une méthode permettant d'identifier un modèle de commande tenant compte de l'ensemble des flexibilités. Ce modèle est valable autour du point de fonctionnement considéré et peut être recalculé simplement en cas de déplacement de la caméra, ce qui s'avère utile en chirurgie robotisée. Des lois de commande multivariées ont été proposées, permettant d'utiliser le système

au maximum de sa bande passante. Nous avons pu établir leur intérêt par rapport aux approches plus classiques disponibles dans la littérature.

Vue l'étendue de la problématique, il ne nous a pas été possible de traiter l'ensemble du sujet et il conviendrait de le poursuivre dans différentes directions.

1. Il convient d'intégrer le modèle de prédiction à la commande et d'évaluer le gain dans la stabilisation par rapport aux résultats obtenus par Ginhoux *et al.* [Ginhoux05]. Compte-tenu des améliorations apportées au modèle de prédiction et à la commande, nous attendons une amélioration significative du suivi du cœur.
2. Le choix de la vision nécessite l'extraction robuste d'informations visuelles de l'épicarde pour accéder à la position relative du cœur par rapport à l'instrument chirurgical. Malgré des études prometteuses [Gröger02, Noce06], ce problème reste ouvert et a été contourné ici en employant des marqueurs artificiels.
3. La méthode proposée pour la commande a l'intérêt d'être efficace pour le problème posé et est simple à mettre en œuvre. Cependant, elle ne convient que pour un espace de travail limité. Il serait intéressant d'améliorer cette approche afin d'étendre l'espace de travail accessible avec une bande passante élevée.

La chirurgie cardiaque mini-invasive en est à ses premiers balbutiements et sera sans doute la méthode de l'avenir. Les robots utilisés pour cette application seront certainement des systèmes spécifiques. De taille réduite, ils comporteront un nombre élevés de degrés de liberté, dont certains seront dédiés à la compensation des mouvements. L'actionnement sera déporté et transmis par des câbles qui introduiront des flexibilités, tel l'outil à 6 DDL et retour d'effort proposé dans [Seibold05]. La problématique telle que nous l'avons formulée restera valable pour la commande de ces robots : il s'agira d'utiliser la caméra et les mesures physiologiques afin de commander le robot qui comportera des flexibilités.

Annexe

Modèle dynamique d'un pendule double plan à segments flexibles

Considérons le bras manipulateur horizontal à deux DDL présenté sur la figure 6.10. Les segments sont de longueurs respectives l_1 et l_2 ; leurs masses sont m_1 et m_2 ; leurs densité sont ρ_1 et ρ_2 ; leurs modules de Young sont E_1 et E_2 . En considérant des section carrées de coté r_1 et r_2 , les moments surfaciques d'ordre deux (*second moments of area*) des bras selon l'axe z sont $I_{z_1} = \frac{r_1^4}{12}$ et $I_{z_2} = \frac{r_2^4}{12}$. Chaque articulation est actionnée par un couple de forces T_l et subit des frottements fluides de coefficient d_l

Dans le modèle, on se limite à la prise en compte des déformation transverses $v_k(x, t)$. Dans l'hypothèse des modes supposés et avec un développement en série de Taylor, on obtient pour le segment l :

$$v_l(x, t) = \sum_{k=1}^{n_v} V_{lk}(t)x^{k+1} \quad (1)$$

On se limitera à un développement contenant un seul monôme ($n_v = 1$) :

$$v_l(x, t) = V_{l1}(t)x^2. \quad (2)$$

L'état du système est décrit par les variables θ_l et V_l . On notera $V = [V_{11} \ V_{21}]^T$.

Le modèle géométrique donne la position de l'extrémité du bras dans le plan horizontal en fonction des positions articulaires et des variables de déflexion. En notant z_M l'affixe de la position de M dans le plan complexe :

$$\begin{aligned} z_M = & \exp(j\theta_1) \left(l_1 + jV_{11}l_1^2 - \frac{2}{3}V_{11}^2l_1^3 \right) \\ & + \exp(j(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1)) \left(l_2 + jV_{21}l_2^2 - \frac{2}{3}V_{21}^2l_2^3 \right). \end{aligned} \quad (3)$$

il s'écrit alors $F = [x_M ; y_M]^T = [\text{Re}(z_M) ; \text{Im}(z_M)]^T$:

$$\begin{aligned} x_M &= \left(l_1 - \frac{2}{3} V_{11}^2 l_1^3 \right) \cos(\theta_1) - \frac{2}{3} V_{11}^2 l_1^3 \sin(\theta_1) \\ &\quad + \left(l_2 - \frac{2}{3} V_{21}^2 l_2^3 \right) \cos(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1) - V_{21}l_2^2 \sin(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} y_M &= \left(l_1 - \frac{2}{3} V_{11}^2 l_1^3 \right) \sin(\theta_1) + \frac{2}{3} V_{11}^2 l_1^3 \cos(\theta_1) \\ &\quad + \left(l_2 - \frac{2}{3} V_{21}^2 l_2^3 \right) \sin(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1) + V_{21}l_2^2 \cos(\theta_1 + \theta_2 + 2V_{11}l_1) \end{aligned} \quad (5)$$

Le modèle dynamique s'écrit :

$$M(q)\ddot{q} = F(q, \dot{q}, T) \quad (6)$$

où $q = [\theta^T ; V^T]^T$ contient les déformations rigides et flexibles. La boîte à outils Dynaflex utilisée sous le logiciel de calcul symbolique Maple permet de déterminer les expressions de M et de F grâce au principe des travaux virtuels, ce qui s'écrit :

$$\begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} \end{bmatrix} \ddot{q} = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \end{bmatrix}$$

avec

$$\begin{aligned}
M_{11} &= \left(-2/3 L_1 V_{21} L_2^2 m_2 - L_1^2 V_{11} L_2 m_2\right) \sin(\theta_2) \\
&\quad + L_1 \cos(\theta_2) L_2 m_2 + (m_2 + m_1/3) L_1^2 \\
&\quad + L_1 \rho_1 I z_1 + 1/3 L_2^2 m_2 + \rho_2 L_2 I z_2 \\
M_{12} &= -1/3 L_2 \left((3/2 L_1 V_{11} + V_{21} L_2) m_2 L_1 \sin(\theta_2)\right. \\
&\quad \left.- 3 \rho_2 I z_2 - L_2 m_2 - 3/2 L_1 \cos(\theta_2) m_2\right) \\
M_{13} &= 3/2 L_1^2 \cos(\theta_2) L_2 m_2 + (m_2 + 1/4 m_1) L_1^3 \\
&\quad + L_1^2 \rho_1 I z_1 + (2/3 L_2^2 m_2 + 2 \rho_2 L_2 I z_2) L_1 \\
M_{14} &= 1/3 L_2^2 L_1 \cos(\theta_2) m_2 + 1/4 L_2^3 m_2 \\
&\quad + \rho_2 L_2^2 I z_2 \\
M_{21} &= M_{12} \\
M_{22} &= 1/3 L_2 (L_2 m_2 + 3 \rho_2 I z_2) \\
M_{23} &= L_2 L_1 (1/2 L_1 \cos(\theta_2) m_2 + 2/3 L_2 m_2 \\
&\quad + 2 \rho_2 I z_2) \\
M_{24} &= 1/4 L_2^2 (L_2 m_2 + 4 \rho_2 I z_2) \\
M_{31} &= -L_1 (L_2 L_1 m_2 (4/3 L_1 V_{11} + V_{21} L_2) \sin(\theta_2) \\
&\quad - 3/2 L_1 \cos(\theta_2) L_2 m_2 + (-m_2 - 1/4 m_1) L_1^2 \\
&\quad - L_1 \rho_1 I z_1 - 2/3 L_2^2 m_2 - 2 \rho_2 L_2 I z_2) \\
M_{32} &= -1/3 L_2 L_1 (L_1 m_2 (V_{21} L_2 + L_1 V_{11}) \sin(\theta_2) \\
&\quad - 6 \rho_2 I z_2 - 2 L_2 m_2 - 3/2 L_1 \cos(\theta_2) m_2) \\
M_{33} &= 2 L_1^3 \cos(\theta_2) L_2 m_2 + (m_2 + 1/5 m_1) L_1^4 \\
&\quad + 4/3 L_1^3 \rho_1 I z_1 \\
&\quad + (4/3 L_2^2 m_2 + 4 \rho_2 L_2 I z_2) L_1^2 \\
M_{34} &= 1/6 L_1 L_2^2 (2 L_1 \cos(\theta_2) m_2 + \\
&\quad 3 L_2 m_2 + 12 \rho_2 I z_2) \\
M_{41} &= -1/3 (L_1 m_2 (V_{21} L_2 + L_1 V_{11}) \sin(\theta_2) \\
&\quad - 3 \rho_2 I z_2 - L_1 \cos(\theta_2) m_2 - 3/4 L_2 m_2) L_2^2 \\
M_{42} &= M_{24} \\
M_{43} &= M_{34} \\
M_{44} &= 1/5 L_2^4 m_2 + 4/3 \rho_2 L_2^3 I z_2
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_1 = & \left(\dot{V}_{11} \left(2\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1 \right) L_1 + 2/3 \dot{V}_{21} \left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \right) L_2 \right. \\
& + \left(1/2 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1 \right) \dot{\theta}_2 \left. \right) L_2 m_2 L_1 \sin(\theta_2) \\
& + 2/3 \left(1/2 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1 \right) \dot{\theta}_2 L_2 m_2 L_1 \\
& \left(3/2 V_{11} L_1 + V_{21} L_2 \right) \cos(\theta_2) - d_1 \dot{\theta}_1 + T_1
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_2 = & -1/3 \left(3/2 V_{11} L_1 + V_{21} L_2 \right) m_2 L_1 \dot{\theta}_1^2 L_2 \cos(\theta_2) \\
& - m_2 L_1 \dot{\theta}_1 \left(1/2 \dot{\theta}_1 + L_1 \dot{V}_{11} \right) L_2 \sin(\theta_2) \\
& - d_2 \dot{\theta}_2 + T_2
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_3 = & -1/15 \left(10 m_2 \left(V_{11} \left(-1/2 \dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_1^2 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \right) L_1 \right. \right. \\
& + 1/2 V_{21} L_2 \left. \left(\dot{\theta}_1^2 - 2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_2^2 \right) \right) L_2 L_1 \cos(\theta_2) \\
& - 30 m_2 L_2 \left(L_1 \dot{V}_{11} \dot{\theta}_2 + 1/3 \dot{V}_{21} \left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \right) L_2 \right. \\
& + 1/2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - 1/4 \dot{\theta}_1^2 + 1/4 \dot{\theta}_2^2 \left. \right) L_1 \sin(\theta_2) \\
& + V_{11} \left(\dot{\theta}_1^2 \left(5 m_2 + m_1 \right) L_1^3 + 60 I_{z1} E_1 \right) L_1
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
F_4 = & -1/3 \left(L_1 \dot{\theta}_1^2 L_2 m_2 \left(V_{21} L_2 + V_{11} L_1 \right) \cos(\theta_2) \right. \\
& + 2 m_2 L_1 \dot{\theta}_1 \left. \left(1/2 \dot{\theta}_1 + L_1 \dot{V}_{11} \right) L_2 \sin(\theta_2) \right. \\
& \left. + 12 \left(\frac{1}{60} m_2 \left(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \right)^2 L_2^3 + E_2 I_{z2} \right) V_{21} \right) L_2
\end{aligned}$$



Bibliographie

- [Achenbach98] S. Achenbach, W. Moshage, D. Ropers, J. Nossen, et W. G. Daniel. «Value of Electron-Beam Computed Tomography for the Noninvasive Detection of High-Grade Coronary-Artery Stenoses and Occlusions». *New England Journal of Medicine*, tome 339, pages 1964–1971, 1998.
- [Achenbach01] S. Achenbach, T. Giesler, D. Ropers, S. Ulzheimer, H. Derlien, C. Schulte, E. Wenkel, W. Moshage, W. Bautz, W. G. Daniel, W. A. Kalender, et U. Baum. «Detection of Coronary Artery Stenoses by Contrast-Enhanced, Retrospectively Electrocardiographically-Gated, Multislice Spiral Computed Tomography». *Circulation*, tome 103, pages 2535–2538, 2001.
- [AHA04] AHA. «Heart Disease and Stroke Statistics : 2005 Update». Rapport technique, American Heart Association, 2004.
- [Anderson89] B. Anderson. «Controller reduction : concepts and approaches». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 34, n° 8, 1989.
- [Aoustin94] Y. Aoustin, C. Chevallereau, A. Glumineau, et C. Moog. «Experimental results for the end-effector control of a single flexible robotic arm». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 2, pages 371 – 381, 1994.
- [Arteaga00] M. Arteaga et B. Siciliano. «On tracking control of flexible robot arms». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 45, pages 520 – 527, 2000.
- [Ascione99] R. Ascione, C. T. Lloyd, M. J. Underwood, A. A. Lotto, A. A. Pitsis, et G. D. Angelini. «Economic outcome of off-pump coronary artery bypass surgery : a prospective randomized study». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 68, pages 2237–2242, 1999.
- [Axel86] L. Axel, R. Summers, H. Kressel, et C. Charles. «Respiratory effects in two-dimensional Fourier transform MR imaging». *Radiology*, tome 160, pages 795–801, 1986.
- [Balduf02] L. Balduf, M. Langsfeld, J. Marek, M. Tullis, K. Kasirajan, et B. Matteson. «Complication rates of diagnostic angiography performed by vascu-

- lar surgeons.» *Vascular and Endovascular Surgery*, tome 36, pages 439–445, 2002.
- [Banavar95] R. Banavar et P. Dominic. «An LQG/ H_∞ controller for a flexible manipulator». tome 3, pages 409 – 416, 1995.
- [Baroldi67] G. Baroldi et G. Scomazzoni. *Coronary Circulation in The Normal and Pathologic Heart*. Washington, D.C. : Armed Forces Institute of Pathology, 1967.
- [Bebek06a] O. Bebek et M. Cavusoglu. «Predictive control algorithms using biological signals for active relative motion canceling in robotic assisted heart surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 237–244. Orlando, may 2006.
- [Bebek06b] O. Bebek et M. Cavusoglu. «Predictive control algorithms using biological signals for active relative motion canceling in robotic assisted heart surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 237 – 244. 2006.
- [Becker00] C. R. Becker, B. M. Ohnesorge, U. J. Schoepf, et M. F. Reiser. «Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT». *European Journal of Radiology*, tome 36, pages 97–103, 2000.
- [Benaroya06] L. Benaroya, F. Bimbot, et R. Gribonval. «Audio source separation with a single sensor». *IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing*, tome 14, pages 191 – 199, 2006.
- [Benetti96] F. Benetti, M. Mariani, G. Sani, P. W. Boonstra, J. G. Grandjean, P. Giomarelli, et M. Toscano. «Video-assisted minimally invasive coronary operations without cardiopulmonary bypass : A multicenter study». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 112, pages 1478–1484, 1996.
- [Benhimane04] S. Benhimane et E. Malis. «Real-time image-based tracking of planes using Efficient Second-order Minimization». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», tome 1, pages 943–948. sendai, japon, 2004.
- [Benosman02] M. Benosman et G. Le Vey. «Joint trajectory tracking for planar multi-link flexible manipulator : simulation and experiment for a two-link flexible manipulator». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 3, pages 2461 – 2466. 2002.
- [Benosman03] M. Benosman et G. Le Vey. «Stable inversion of SISO nonminimum phase linear systems through output planning : an experimental application to the one-link flexible manipulator». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 11, pages 588 – 597, 2003.
- [Berdar04] P. A. Berdat, J. S. Karen Müller, B. Kipfer, F. Eckstein, F. F. Immer, et T. Carrel. «Totally arterial off-pump vs. on-pump coronary revascularization : comparison of early outcome». *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, tome 3, pages 176–181, 2004.
- [Berkelman03] P. Berkelman, E. Boidard, P. Cinquin, et J. TRoccaz. «LER : The Light Endoscope Robot». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 2835–2840. Las Vegas, oct 2003.

-
- [BHF04] BHF. «Coronay heart disease statistics : factsheet». Rapport technique, British Heart Foundation, 2004.
- [Bianchi02] E. Bianchi, L. Dozio, et P. Mantegazza. *A hard real time support for LINUX*. Dipartimento di Ingegneria Aerospaziale, Politecnico di Milano, 2002. [Http ://www.aero.polimi.it/~rtai/documentation/index.html](http://www.aero.polimi.it/~rtai/documentation/index.html).
- [Boehm99] D. H. Boehm, H. Reichensperner, H. Gulbins, C. Detter, B. Meiser, P. Brenner, H. Habazettl, et B. Reichart. «Early Experience With Robotic Technology for Coronary Artery Surgery». tome 68, pages 1542–1546, 1999.
- [Boyd99] W. D. Boyd, N. D. Desai, D. F. D. Rizzo, R. J. Novick, F. N. McKenzie, et A. H. Menkis. «Off-pump surgery decreases post-operative complications and resource utilization in the elderly». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 68, pages 1490–1493., 1999.
- [Bronstein05] A. M. Bronstein, M. M. Bronstein, M. Zibulevsky, et Y. Y. Zeevi. «Sparse ICA for Blind Separation of Transmitted and Reflected Images». *International Journal of Imaging Systems and Technology*, tome 15, pages 84–91, 2005.
- [Bulkley77] B. Bulkley et G. Hutchins. «Accelerated "atherosclerosis". A morphologic study of 97 saphenous vein coronary artery bypass grafts». *Circulation*, tome 55, pages 163–169, 1977.
- [Camacho99] E. F. Camacho et C. Bordons. *Model Predictive Control*. Springer-Verlag, London, 1999.
- [CanudasdeWitt96] C. Canudas de Witt, B. Siciliano, et G. Bastin. *Theory of robot control*. Springer, Londres, 2 édition, 1996.
- [Carusone93] J. Carusone, K. Buchan, et G. D'Eleuterio. «Experiment in end-effector tracking control for structurally flexible space manipulator». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 9, n° 5, pages 553–560, 1993.
- [Casals96] A. Casals, J. Amat, et E. Laporte. «Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 895 –900. Mineapolis, april 1996.
- [Casals98] A. Casals. «Robots in Surgery». Dans A. de Almeida et O. Khatib, rédacteurs, «Autonomous Robotic Systems», Springer Verlag, 1998.
- [Cattin04] P. Cattin, H. Dave, J. Grünenfelder, G. Szekely, M. Turina, et G. Zünd. «Trajectory of coronary motion and its significance in robotic motion cancellation». *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, tome 25, pages 786–790, 2004.
- [Chassot04] P.-G. Chassot, P. van der Linden, M. Zaugg, X. M. Mueller, et D. R. Spahn. «Off-pump coronary artery bypass surgery : physiology and anaesthetic management». *British Journal of Anaesthesia*, tome 92, pages 400–413, 2004.
- [Christov04] I. I. Christov. «Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold». *BioMedical Engineering OnLine*, tome 3, 2004.
- [Clarke87a] D. W. Clarke, C. Mohtadi, et P. S. Tuffs. «Generalized Predictive Control - part. 1 & 2». *Automatica*, tome 23, n° 2, pages 137–160, 1987.

- [Clarke87b] D. W. Clarke, C. Mohtadi, et P. S. Tuffs. «Generalized Predictive control - Part 1. The Basic Algorithm». *Automatica*, tome 23, pages 137–160, 1987.
- [Clarke88] D. W. Clarke. «Application of Generalized Predictive Control to Industrial Processes». *IEEE Control Systems Magazine*, tome 122, pages 49–55, 1988.
- [Clifford02] M. A. Clifford, F. Banovac, E. Levy, et K. Cleary. «Assessment of Hepatic Motion Secondary to Respiration for Computer Assisted Interventions». *Computer Aided Surgery*, tome 7, pages 291–299, 2002.
- [Corke96] P. I. Corke et M. C. Good. «Dynamic effects in visual closed-loop systems». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 671–683, 1996.
- [Crea97] F. Crea et A. Gaspardone. «New Look to an Old Symptom : Angina Pectoris». *Circulation*, tome 96, pages 3766–3773, 1997.
- [Crick98] S. J. Crick, S. Y. H. Mary N. Sheppard, L. Gebstein, et R. H. Anderson. «Anatomy of the pig heart : comparisons with normal human cardiac structure». *Journal of Anatomy*, tome 193, pages 105–119, 1998.
- [Cutler80] C. R. Cutler et B. C. Ramaker. «Dynamic Matrix Control – A Computer Control Algorithm». Dans «Automatic Control Conference», San Francisco, Californie, 1980.
- [Cuvillon03a] L. Cuvillon, E. Laroche, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «Asservissement visuel d’un bras flexible avec correcteurs Hinfini et LPV». Dans «Journées Doctorales d’Automatique JDA», 2003.
- [Cuvillon03b] L. Cuvillon, E. Laroche, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «A gain scheduled control for visual servoing for a flexible arm». Dans «IFAC Symposium on Robust Control Design ROCOND», 2003.
- [Czerny00] M. Czerny, H. Baumer, J. Kilo, A. Lassnigg, A. Hamwi, T. Vukovich, E. Wolner, et M. Grimm. «Inflammatory response and myocardial injury following coronary artery bypass grafting with or without cardiopulmonary bypass». *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tome 17, pages 737–742, 2000.
- [Daafouz98] J. Daafouz, G. Garcia, et J. Bernussou. «Robust control of a flexible robot arm using the quadratic d-stability approach». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 6, pages 524 – 533, 1998.
- [d’Alché03] E.-P. d’ Alché. *Comprendre la physiologie cardiovasculaire*. Flammarion, 2003.
- [Danias99] P. Danias, M. Stuber, R. Botnar, K. Kissinger, R. Edelman, et W. Manning. «Relationship between motion of coronary arteries and diaphragm during free breathing : Lessons from real-time MR imaging». *American journal of Roentgenology*, tome 172, pages 1061–1065, 1999.
- [Dario96] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta, et M. Carrozza. «Robotics for medical applications». *IEEE Robotics and Automation Magazine*, tome 3, n° 3, pages 44–56, sept 1996.

- [deFeyter91] P. de Feyter, M. van den Brand, G. Laarman, R. van Domburg, P. Seruys, H. Suryapranata, et G. Laarman. «Acute coronary artery occlusion during and after percutaneous transluminal coronary angioplasty. Frequency, prediction, clinical course, management, and follow-up». *Circulation*, tome 83, pages 927–936, 1991.
- [deLuca91] A. de Luca et B. Siciliano. «Closed-form dynamic model of planar multilink lightweight robots». *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, tome 21, pages 826 – 839, 1991.
- [deLuca93] A. de Luca et B. Siciliano. «Regulation of flexible arms under gravity». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 9, pages 463 – 467, 1993.
- [deMathelin01] M. de Mathelin. *Identification et commande adaptative*, chapitre 3, pages 101–161. Hermès, 2001.
- [Detter02] C. Detter, T. Deuse, F. Christ, D. H. Boehm, H. Reichenspurner, et B. Reichart. «Comparison of two stabilizer concepts for off-pump coronary artery bypass grafting». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 74, pages 497–501, 2002.
- [Diegeler00] A. Diegeler, R. Hirsch, F. Schneider, L.-O. Schilling, V. Falk, T. Rauch, et F. W. Mohr. «Neuromonitoring and neurocognitive outcome in off-pump vs. conventional coronary bypass operation.» *Annals of Thoracic Surgery*, tome 69, pages 1162–1166, 2000.
- [Dodge92] J. T. Dodge, B. G. Brown, E. L. Bolson, et H. T. Dodge. «Lumen Diameter of Normal Human Coronary Arteries : Influence of Age, Sex, Anatomic Variation, and Left Ventricular Hypertrophy or Dilation». *Circulation*, tome 86, pages 232–246, 1992.
- [Döll99] C. Döll, G. Ferreres, et J. Magni. « μ tools for flight control robustness assessment». *Aerospace Sciences and Technologies*, tome 3, n° 3, pages 177–189, 1999.
- [Dombre04] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, D. Sallé, N. Zemiti, P. Gravez, M. Karouia, et N. Bonnet. «MARGE Project : Design, Modeling, and Control of Assistive Devices for Minimally Invasive Surgery». Dans «Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention», pages 1–8. Saint-Malo, France, sept 2004.
- [Doyle82] J. Doyle. «Analysis of feedback systems with structured uncertainties». *IEE Proceedings - part D*, tome 129, n° 6, pages 242–250, 1982.
- [Doyle89] J. Doyle, k. Glover, P. Khargonekar, et B. Francis. «State-space solutions to standard H_2 and H_∞ control problems». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 34(8), pages 831–847, 1989.
- [Duc99] G. Duc et S. Font. *Commande H_∞ et μ -analyse*. Hermes Science Publications, Paris, 1999.
- [Dzwonczyk05] R. Dzwonczyk, C. del Rio, B. Sun, R. Michler, et M. Howie. «Devices Used to Expose the Posterior Coronary Artery in OPCABG Surgery May Cause Ischemia». Dans «Proceedings of the 31th Bioengineering conference», tome 2-3, pages 148–149. 2005.

- [Eagle04] K. A. Eagle et R. A. Guyton. «ACC/AHA 2004 Guideline Update for Coronary Artery Bypass Graft Surgery». Rapport technique, American College of Cardiology/American Heart Association, 2004.
- [Edelman91] R. Edelman, W. Manning, D. Burstein, et S. Paulin. «Coronary arteries : breath-hold MR angiography». *Radiology*, tome 181, pages 641–643, 1991.
- [Edgerton00] J. Edgerton et L. Michelsen. «Beating heart surgery : Moving from revolutionary to Routine». Rapport technique, Medtronic, 2000.
- [Ehman84] R. Ehman, M. McNamara, M. Pallack, H. Hnicak, et C. Higgins. «Magnetic resonance imaging with respiratory gating : techniques and applications.» *American journal of Roentgenology*, tome 143, pages 175–182, 1984.
- [Eilers96] P. Eilers et B. D. Marx. «Flexible smoothing with B-splines and penalties». *Statistical Science*, tome 11, pages 89–121, 1996.
- [Ellis92] S. Ellis, M. Savage, D. Fischman, D. Baim, S. G. M Leon, J. Hirshfeld, M. Cleman, P. Teirstein, et C. Walker. «Restenosis after placement of Palmaz-Schatz stents in native coronary arteries. Initial results of a multicenter experience». *Circulation*, tome 86, pages 1836–1844, 1992.
- [Engelberg56] H. Engelberg, R. Kuhn, et M. Steinman. «A Controlled Study of the Effect of Intermittent Heparin Therapy on the Course of Human Coronary Atherosclerosis». *Circulation*, tome 13, pages 489–498, 1956.
- [Espiau92] B. Espiau, F. Chaumette, et P. Rives. «A new approach to visual servoing in robotics». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 8, pages 313 – 326, 1992.
- [Farb96] A. Farb, A. P. Burke, A. L. Tang, Y. Liang, P. Mannan, J. Smialek, et R. Virmani. «Coronary Plaque Erosion Without Rupture Into a Lipid Core». *Circulation*, tome 93, pages 1354–1363, 1996.
- [Fedak98] P. W. Fedak. «Open Hearts : The Origins of Direct-Vision Intracardiac Surgery». tome 25, n° 2, pages 100–111, 1998.
- [Fou97] A. A. Fou. «John H. Gibbon The First 20 Years of the Heart-Lung Machine». *Texas Heart Institute journal*, tome 24, pages 1–8, 1997.
- [Fredrickson95] J. . Fredrickson, H. Wegmuller, R. J. Herfkens, et N. J. Pelc. «Simultaneous Temporal Resolution of Cardiac and Respiratory Motion in MR Imaging». *Radiology*, tome 195, pages 169–175, 1995.
- [Fuchs82] R. Fuchs, S. Achuff, L. Grunwald, F. Yin, et L. Griffith. «Electrocardiographic localization of coronary artery narrowings : studies during myocardial ischemia and infarction in patients with one- vessel disease». *Circulation*, tome 66, pages 1168–1176, 1982.
- [Gangloff03] J. A. Gangloff et M. F. de Mathelin. «High speed visual servoing of a 6 DOF manipulator using multivariable predictive control». *Advanced Robotics*, tome 17, n° 10, pages 993–1021, décembre 2003. Special issue : advanced 3D vision and its application to robotics.
- [Gao03] P. Gao, E.-C. Chang, et L. Wyse. «Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA». Dans «Information, Communications

- and Signal Processing, 2003 and the Fourth Pacific Rim Conference on Multimedia», 2003.
- [Garnier] H. Garnier et M. Gilson-Bagrel. *Continuous-time System Identification Toolbox*. CRAN-CNRS.
- [Garnier07] H. Garnier, M. Gilson, Y. P.C., et E. Huselstein. «An optimal IV technique for identifying continuous-time transfer function model of multiple input systems». *Control Engineering Practice*, tome -, pages -, 2007. To appear.
- [Gautier02] M. Gautier et P. Poignet. «Identification en boucle fermée par modèles inverse des paramètres physiques de systèmes mécatroniques». *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, tome 36, page 3, 2002.
- [Gazes73] P. C. Gazes, E. M. Mobley, H. M. Faris, R. C. Duncan, et G. B. Humphries. «Preinfarctional (Unstable) Angina - A Prospective Study - Ten Year Follow-Up». *Circulation*, tome 48, pages 331–337, 1973.
- [Geniele97] H. Geniele, R. Patel, et K. Khorasani. «End-point control of a flexible-link manipulator : theory and experiments». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 5, pages 556 – 570, 1997.
- [Ginhoux05] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Sanchez, et J. Marescaux. «Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control». *IEEE Transactions on Robotics*, tome 21, pages 67–79, 2005.
- [Goodwin84] G. C. Goodwin et K. S. Sin. *Adaptive Filtering Prediction and Control*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1984.
- [Gröger02] 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.
- [Hayashibe01] M. Hayashibe et Y. Nakamura. «Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3D geometric registration». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1543–1548. Seoul, may 2001.
- [Hessel81] S. Hessel, D. Adams, et H. Abrams. «Complications of angiography». *Radiology*, tome 138, pages 273–281, 1981.
- [Hoffman03] S. N. Hoffman, J. A. TenBrook, M. P. Wolf, S. G. Pauker, D. N. Salem, et J. B. Wong. «A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials Comparing Coronary Artery Bypass Graft With Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty : One- to Eight-Year Outcomes». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 41, pages 1293–1304, 2003.
- [Holland98] A. Holland, J. Goldfarb, et R. Edelman. «Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing : Preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging». *Radiology*, tome 209, pages 483–489, 1998.
- [Hornak04] J. Hornak. *The Basics of MRI*. [http ://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/](http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/), 2004.

- [Huikuri01] H. V. Huikuri, A. Castellanos, et R. J. Myerburg. «Sudden Death Due to Cardiac Arrhythmias». *New England Journal of Medicine*, tome 345, n° 20, pages 1473 – 1482, 2001.
- [Huselstein04] E. Huselstein, M. Gilson, H. Garnier, et R. A. «An IV technique for multiple input systems described by multiple continuous-time transfer functions». Dans «5th Asian Control Conference», Juillet 2004.
- [Hårdhammar96] P. A. Hårdhammar, H. M. van Beusekom, H. U. Emanuelsson, S. H. Hofma, P. A. Albertsson, P. D. Verdouw, E. Boersma, P. W. Serruys, et W. J. van der Giessen. «Reduction in Thrombotic Events With Heparin-Coated Palmaz-Schatz Stents in Normal Porcine Coronary Arteries». *Circulation*, tome 93, pages 423–430, 1996.
- [Jansen98] E. W. L. Jansen, C. Borst, J. Lahpor, P. F. Gründeman, F. D. Eefting, A. Nie- rich, E. O. R. de Medina, et J. J. Bredée. «Coronary Artery Bypass Grafting Without Cardiopulmonary Byass Using the Octopus Method : Results In The First One Hundread Patients». *Journal of Thoracic and Cardiovascu- lar Surgery*, tome 116, pages 60–67, 1998.
- [Joskowicz01] L. Joskowicz et R. H. Taylor. «Computers in imaging and guided surgery». *Computers in Science and Engineering*, tome 3, n° 5, pages 65–72, oct 2001.
- [Kappert01] U. Kappert, R. Cichon, J. Schneider, V. Gulielmos, T. Ahmadzade, J. Ni- colai, S.-M. Tugtekin, et S. Schueler. «Technique of closed chest coronary artery surgery on the beating heart». *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tome 20, pages 765–769, 2001.
- [Karam84] M. Karam, R. Wise, T. Natarajan, S. Permutt, et H. Wagner. «Mechanism of decreased left ventricular stroke volume during inspiration in man». *Circulation*, tome 69, pages 866–873, 1984.
- [Keshaw03] K. Keshaw. «Anatomy of Human Coronary Arterial Pulsation». *Journal of the Anatomical Society of India*, tome 52, pages 14–27, 2003.
- [Khalil88] W. Khalil et E. Dombre. *Modélisation et commande des robots*. Hermès, Paris, 1988.
- [Kim01] W. Y. Kim, P. G. Danias, M. Stuber, S. D. Flamm, S. Plein, E. Nagel, S. E. Langerak, O. M. Weber, E. M. Pedersen, M. Schmidt, R. M. Botnar, et W. J. Manning. «Coronary Magnetic Resonance Angiography for the De- tection of Coronary Stenoses». *New England Journal of Medicine*, tome 345, pages 1863–1869, 2001.
- [Klesius04] A. A. Klesius, O. Dzemali, A. Simon, P. Kleine, U. Abdel-Rahman, C. Her- zog, G. Wimmer-Greinecker, et A. Moritz. «Successful treatment of deep sternal infections following open heart surgery by bilateral pectoralis ma- jor flaps». *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tome 25, pages 218–223, 2004.
- [Krumholz97] H. M. Krumholz. «Cardiac Procedures, Outcomes, and Accountability (Editorial)». *New England Journal of Medicine*, tome 336, pages 1521– 1523, 1997.
- [Krupa02] A. Krupa, G. Morel, et M. de Mathelin. «Achieving high precision lapa- roscopic manipulation through adaptive force control». Dans «Proc. of

- the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1864–1869. Washington DC, may 2002.
- [Krupa03] 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*, tome 19, n° 5, pages 842–853, 2003.
- [Kwong92] R. Kwong et E. Johnston. «A variable step size LMS algorithm». *IEEE Transactions on Signal Processing*, tome 40, pages 1633 – 1642, 1992.
- [Köhler02] B.-U. Köhler, C. Hennig, et R. Orglmeister. «The Principles of Software QRS Detection». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, tome 21, pages 42–57, 2002.
- [Laffey02] J. G. Laffey, J. F. Boylan, et D. Cheng. «The Systemic Inflammatory Response to Cardiac Surgery : Implications for the Anesthesiologist». *Anesthesiology*, tome 97, pages 215–252, 2002.
- [Laguna92] P. Laguna, R. Jane, O. Meste, P. Poon, P. Caminal, H. Rix, et N. Thakor. «Adaptive filter for event-related bioelectric signals using an impulse correlated reference input : comparison with signal averaging techniques». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 39, pages 1032 – 1044, 1992.
- [Lanzer84] P. Lanzer, E. Botvinick, N. Schiller, L. Crooks, M. Arakawa, L. Kaufman, P. Davis, R. Herfkens, M. Lipton, et C. Higgins. «Cardiac imaging using gated magnetic resonance.» *Radiology*, tome 150, pages 121–127, 1984.
- [Lemma05] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, et F. Acocella. «Do cardiac stabilizers really stabilize ? Experimental quantitative analysis of mechanical stabilization». *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, tome 4, pages 222–226, 2005.
- [Libby03] P. Libby. «Vascular Biology of Atherosclerosis : Overview and State of the Art». *American Journal of Cardiology*, tome 91(suppl), pages 3A–6A, 2003.
- [Lichtlen02] P. Lichtlen. «History of coronary heart disease». *Zeitschrift für Kardiologie*, tome 91, pages V/56–IV/59, 2002.
- [Little88] W. Little, M. Constantinescu, R. Applegate, M. Kutcher, M. Burrows, F. Kahl, et W. Santamore. «Can coronary angiography predict the site of a subsequent myocardial infarction in patients with mild-to-moderate coronary artery disease ?» *Circulation*, tome 78, pages 1157–1166, 1988.
- [Ljung99] L. Ljung. *System Identification-Theory for the User*, tome 2. Prentice-Hall, Upper Saddle River, New-Jersey, 1999.
- [Loisance05] D. Y. Loisance, K. Nakashima, et M. Kirsch. «Computer-assisted coronary surgery : lessons from an initial experience.» *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, tome 4, pages 398–401, 2005.
- [Loulmet99] D. Loulmet, A. Carpentier, N. d’Attellis, F. Mill, D. Rosa, G. Guthart, A. Berrebi, C. Cardon, O. Ponzio, et B. Aupecle. «First endoscopic coronary artery bypass grafting using computer assisted instruments.» *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 118, pages 4–10, 1999.

- [Léoni01] J. Léoni. *Physiopathologie de l'athérosclérose - Mécanismes et prévention de l'athérombose*. Thèse de doctorat, Diplôme d'État de Docteur en Pharmacie . Université de Franche-Comté, 2001.
- [Mackay05] J. Mackay et G. Mensah. *Atlas of Heart Disease and Stroke*. World Health Organization (Organisation Mondiale de la Santé), 2005.
- [Magni01] J. F. Magni. «Linear Fractional Representation with a Toolbox for Use with Matlab». Rapport technique, ONERA, 2001.
- [Mallat04] Z. Mallat et A. Tedgui. «Apoptose et syndromes coronariens aigus». *Medecine/Sciences*, tome 20, pages 298–303, 2004.
- [Malmivuo95] J. Malmivuo et R. Plonsey. *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, New York, 1995.
- [Manke02] D. Manke, P. Rosch, K. Nehrke, P. Bornert, et O. Dossel. «Model evaluation and calibration for prospective respiratory motion correction in coronary MR angiography based on 3-D image registration». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, tome 21, pages 1132–1141, 2002.
- [Manke03] D. Manke, K. Nehrke, et P. Bornert. «Novel prospective respiratory motion correction approach for free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model». *Magnetic Resonance in Medicine*, tome 50, pages 122–131, 2003.
- [Manning93] W. J. Manning, W. Li, et R. R. Edelman. «A Preliminary Report Comparing Magnetic Resonance Coronary Angiography with Conventional Angiography». *New England Journal of Medicine*, tome 328, pages 828–832, 1993.
- [Marescaux01] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner, et M. K. Smith. «Transatlantic robotic assisted remote tele-surgery». *Nature*, tome 413, pages 379–380, 2001.
- [Mat05] The MathWorks Inc. *System Identification Toolbox*, 2005.
- [Meek95] J. L. Meek et H. Liu. «Nonlinear dynamics analysis of flexible beams under large overall motions and the flexible manipulator simulation». *Computers & Structures*, tome 56, pages 1–14, 1995.
- [Menasche04] P. Menasche. «Cellular transplantation : hurdles remaining before widespread clinical use.» *Current Opinion in Cardiology*, tome 19, pages 154–161, 2004.
- [Michelin02] M. Michelin, E. Dombre, P. Poignet, F. Pierrot, et L. Eckert. «Path planning under a penetration point constraint for minimally invasive surgery». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 1475–1480. Lausanne, Switzerland, oct 2002.
- [Mohr01] F. W. Mohr, V. Falk, A. Diegeler, T. Walther, J. Gummert, J. Bucorius, S. Jacobs, et R. Autschbach. «Computer-enhanced robotic cardiac surgery : Experience in 148 patients». *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 121, pages 842–853, 2001.

-
- [M'Saad93] M. M'Saad, S. Hammad, et L. Dugard. «A suitable generalized predictive adaptive controller — case study : control of flexible arm». *Automatica*, tome 29, n° 3, pages 589–608, mai 1993.
- [Murkin01] J. M. Murkin et S. Ganapathy. «Anesthesia for Robotic Heart Surgery : An Overview». *The Heart Surgery Forum*, tome 4, pages 311–314, 2001.
- [Murray96] C. Murray et A. Lopez. *The Global Burden of Disease : a comprehensive assessment of mortality and disability from diseases, injuries and risk factors in 1990 and projected to 2020*. Cambridge, Harvard University Press, 1996.
- [Mustapha91] D. Mustapha. «Controller reduction by H_∞ balanced truncation». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 36, n° 6, 1991.
- [Naeim72] F. Naeim, L. M. de la Maza, et S. L. Robbins. «Cardiac Rupture during Myocardial Infarction». *Circulation*, tome 45, pages 1231–1239, 1972.
- [Naik03] M. J. Naik, Y. Abu-Omar, A. Alvi, N. Wright, A. Henderson, K. Channon, J. C. Forfar, et D. P. Taggart. «Total arterial revascularisation as a primary strategy for coronary artery bypass grafting». *Postgraduate Medical Journal*, tome 79, pages 43–48, 2003.
- [Nakabo00] Y. Nakabo, M. Ishikawa, H. Toyoda, et S. Mizuno. «1 ms column parallel vision system and its application of high speed target tracking». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 1, pages 650 – 655. 2000.
- [Nakamura01] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. «Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», Seoul, Korea, mai 2001.
- [Namiki99] A. Namiki, Y. Nakabo, I. Ishii, et M. Ishikawa. «High speed grasping using visual and force feedback». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 4, pages 3195 – 3200. 1999.
- [Nehrke01] K. Nehrke, P. Börnert, D. Manke, et J. Böck. «Free-breathing cardiac MR imaging : Study of implications of respiratory motion - Initial results». *Radiology*, tome 220, pages 810–815, 2001.
- [Nesterov94] Y. Nesterov et A. Nemirovski. *Interior-point Polynomial Methods in Convex Programming*. SIAM, 1994.
- [Noce06] A. Noce, J. Triboulet, P. Poignet, et E. Dombre. «Texture Features Selection for Visual Servoing of the Beating Heart». Dans «Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006», pages 335 – 340. 2006.
- [Oberkampf96] D. Oberkampf, D. DeMenthon, et L. Davis. «Iterative Pose Estimation using Coplanar Feature Points». *VGIP : Image Understanding*, tome 63, 1996.
- [Ortmaier03] T. J. Ortmaier. *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Thèse de doctorat, Technische Universität München, 2003. [Http ://tumb1.biblio.tu-muenchen.de/publ/diss/ei/2003/ortmaier.html](http://tumb1.biblio.tu-muenchen.de/publ/diss/ei/2003/ortmaier.html).

- [Ortmaier05] T. Ortmaier, M. Groger, D. Boehm, V. Falk, et G. Hirzinger. «Motion Estimation in Beating Heart Surgery». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 52, pages 1729 – 1740, 2005.
- [Oshinski96] J. Oshinski, L. Hofland, S. M. Jr, W. Dixon, W. Parks, et R. Pettigrew. «Two-dimensional coronary MR angiography without breath holding». *Radiology*, tome 201, pages 737–743, 1996.
- [Östring03] M. Östring, S. Gunnarsson, et M. Norrlöf. «Closed-Loop identification of an industrial robot containing flexibilities». *Control Engineering Practice*, tome 11, n° 3, pages 291–300, 2003.
- [Papanikolopoulos93] N. Papanikolopoulos, P. Khosla, et T. Kanade. «Visual tracking of a moving target by a camera mounted on a robot : a combination of control and vision». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 9, pages 14 – 35, 1993.
- [Patel02] N. C. Patel, A. P. Deodhar, A. D. Grayson, D. M. Pullan, D. J. M. Keenan, R. Hasan, et B. M. Fabri. «Neurological Outcomes in Coronary Surgery : Independent Effect of Avoiding Cardiopulmonary Bypass». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 74, pages 400–406, 2002.
- [Patronik04] N. A. Patronik, M. A. Zenati, et C. N. Riviere. «Crawling on the Heart : A Mobile Robotic Device for Minimally Invasive Cardiac Interventions». Dans «Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention», pages 9–16. Saint-Malo, France, sept 2004.
- [Paul92] H. Paul, W. Bargar, B. Mittlestadt, B. Musit, R. Taylor, P. Kazanzides, B. Williamson, et W. Hanson. «Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty». *Clinical Orthopaedics and related research*, tome 285, pages 57–66, dec 1992.
- [Pedersen01] A. G. Pedersen, O. B. Petersen, P. Wara, H. Rønning, N. Qvist, et S. Laurberg. «Randomized clinical trial of laparoscopic versus open appendectomy». *British Journal of Surgery*, tome 88, pages 200–205, 2001.
- [Perdigao93] C. Perdigao, J. Sendon, J. Monteiro, A. Andrade, et C. Ribeiro. «Coronary thrombosis in patients who have died of acute myocardial infarct. A clinico-anatomical study of 167 successive cases». *Revista portuguesa de cardiologia*, tome 12, pages 617–22, 1993.
- [Pérez99] N. G. Pérez, K. Hashimoto, S. McCune, R. A. Altschuld, et E. Marbán. «Origin of Contractile Dysfunction in Heart Failure : Calcium Cycling Versus Myofilaments». *Circulation*, tome 99, pages 1077–1083, 1999.
- [Phee02] L. Phee, A. Menciassi, S. Gorini, G. Pernorio, A. Arena, et P. Dario. «An innovative locomotion principle for minirobots moving in the gastrointestinal tract». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1125–1130. Washington DC, may 2002.
- [Richalet76] J. Richalet, A. Rault, J. L. Testud, et J. Papon. «Algorithmic Control of Industrial Processes». Dans «4th IFAC Symposium on Identification and System Parameter Estimation», Tbilisi, URSS, 1976.
- [Richalet78] J. Richalet, A. Rault, J. L. Testud, et J. Papon. «Model Predictive Heuristic Control : Application to Industrial Processes». *Automatica*, tome 14, n° 2, pages 413–428, 1978.

-
- [Richalet87] J. Richalet, S. Abu el Ata-Doss, C. Arber, H. B. Kuntze, A. Jacobash, et W. Schill. «Predictive Functional Control. Application to fast and accurate robots». Dans «Proceedings of the 10th IFAC Congress», Munich, Germany, 1987.
- [Riviere96] C. N. Riviere et N. V. Thakor. «Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, tome 15, pages 29–36, 1996.
- [Roach96] G. W. Roach, M. Kanchuger, et C. Mangano. «Adverse cerebral outcomes after coronary bypass surgery». *New England Journal of Medicine*, tome 335, pages 1857–1863, 1996.
- [Rodrigues05] M. Rodrigues, A. Silva, A. Águas, et N. Grande. «The coronary circulation of the pig heart : comparison with the human heart». *European Journal of Anatomy*, tome 9(2), pages 67–87, 2005.
- [Sangiorgi98] G. Sangiorgi, J. Rumberger, A. Severson, W. Edwards, J. Gregoire, L. Fitzpatrick, et R. Schwartz. «Arterial calcification and not lumen stenosis is highly correlated with atherosclerotic plaque burden in humans : a histologic study of 723 coronary artery segments using nondecalcifying methodology». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 31, pages 126–133, 1998.
- [Schaff78] H. Schaff, R. Dombroff, J. Flaherty, B. Bulkley, G. Hutchins, R. Goldman, et V. Gott. «Effect of potassium cardioplegia on myocardial ischemia and post arrest ventricular function». *Circulation*, tome 58, pages 240–249, 1978.
- [Schneider01] O. Schneider et J. Troccaz. «A six degree of freedom passive arm with dynamic constraints (PADyC) for cardiac surgery application : preliminary experiments». Dans «Proceedings of the International Workshop on Computer Assisted Surgery and Rapid Prototyping in Medicine», Nuremberg, octobre 2001.
- [Schroeder01] S. Schroeder, A. F. Kopp, A. Baumbach, C. Meisner, A. Kuettner, C. Georg, B. Ohnesorge, C. Herdeg, C. D. Claussen, et K. R. Karsch. «Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 37, pages 1430–1435, 2001.
- [Schwartz96] D. Schwartz, G. Ribakove, E. Grossi, J. Stevens, L. Siegel, F. St. Goar, W. Peters, D. McLoughlin, F. Baumann, S. Colvin, et A. Galloway. «Minimally invasive cardiopulmonary bypass with cardioplegic arrest : A closed chest technique with equivalent myocardial protection». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 111, pages 556–566, 1996.
- [Seibold05] U. Seibold, B. Kübler, et G. Hirzinger. «Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», 2005.
- [Sermesant03] M. Sermesant. *Modèle électromécanique du coeur pour l'analyse d'image et la simulation*. Thèse de doctorat, Institut National de Recherche en Informatique et Automatique, Université de Nice Sophia-Antipolis, 2003.

- [Shechter04] G. Shechter, C. Ozturk, J. R. Resar, et E. R. McVeigh. «Respiratory Motion of the Heart From Free Breathing Coronary Angiograms». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, tome 23, pages 1046–1056, 2004.
- [Shechter05] G. Shechter, B. Shechter, J. Resar, et R. Beyar. «Prospective motion correction of x-ray images for coronary interventions». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, tome 24, pages 441–450, 2005.
- [Shechter06] G. Shechter, J. Resar, et E. McVeigh. «Displacement and velocity of the coronary arteries : Cardiac and respiratory motion». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, tome 3, pages 369–375, 2006.
- [Shennib97] H. Shennib, A. G. L. Lee, et J. Akin. «Safe and Effective Method of Stabilization for Coronary Artery Bypass Grafting on the Beating Heart». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 63, pages 988–992, 1997.
- [Shennib99] H. Shennib et al. «Robotic computer-assisted telemanipulation enhances coronary artery bypass». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 117, pages 310–313, 1999.
- [Shi01] P. Shi, J. McPhee, et G. Heppler. «A deformation field for Euler-Bernoulli beams with application to flexible multibody dynamics». *Multibody System Dynamics*, tome 5, n° 1, pages 79–104, 2001.
- [Shi02] P. Shi et J. McPhee. *DynaFlex Users's Guide*. Systems Design Engineering - University of Waterloo, <http://real.uwaterloo.ca/~dynaflex/>, 2002.
- [Shinnar99] M. Shinnar, J. T. Fallon, S. Wehrli, M. Levin, D. Dalmacy, Z. A. Fayad, J. J. Badimon, M. Harrington, E. Harrington, et V. Fuster. «The Diagnostic Accuracy of Ex Vivo MRI for Human Atherosclerotic Plaque Characterization». *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, tome 9, pages 2756–2761, 1999.
- [Simons00] M. Simons, R. O. Bonow, N. A. Chronos, D. J. Cohen, F. J. Giordano, H. K. Hammond, R. J. Laham, W. Li, M. Pike, F. W. Sellke, T. J. Stegmann, J. E. Udelson, et T. K. Rosengart. «Clinical Trials in Coronary Angiogenesis : Issues, Problems, Consensus». *Circulation*, tome 102, pages 73–86, 2000.
- [Taylor95] R. H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. Larose, M. Talamini, L. Kavoussi, et J. Anderson. «A telerobotic assistant for laparoscopic surgery». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Special Issue on Robotics in Surgery*, tome 14, n° 3, pages 279–291, 1995.
- [Tendolkar03] A. Tendolkar. «Coronary artery bypass grafting, an on-off affair». *Indian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 19, pages 92–101, 2003.
- [Ter-Pogossian82] M. M. Ter-Pogossian, S. R. Bergmann, et B. E. Sobel. «Influence of cardiac and respiratory motion on tomographic reconstructions of the heart : Implications for quantitative nuclear cardiology». *Journal of Computer Assisted Tomography*, tome 6, pages 1148–1155, 1982.
- [Thakral01] A. Thakral, J. Wallace, D. Tomlin, N. Seth, et N. V. Thakor. «Surgical Motion Adaptive Robotic Technology (S.M.A.R.T.) : Taking the Motion out of Physiological Motion». Dans «Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention», pages 317–325. Utrecht, The Netherlands, octobre 2001.

- [Troccaz00] J. Troccaz. «Robotique médico-chirurgicale». Dans P. Dauchez, rédacteur, «Applications non manufacturières de la robotique», pages 165–192. Hermès, 2000.
- [Tsang88] T. Tsang et D. Clarke. «Generalised predictive control with input constraints». *Control Theory and Applications, IEE Proceedings D*, tome 135, pages 451 – 460, 1988.
- [Tunstall-Pedoe94] H. Tunstall-Pedoe, K. Kuulasmaa, P. Amouyel, D. Arveiler, A. Rajakangas, et A. Pajak. «Myocardial infarction and coronary deaths in the World Health Organization MONICA Project. Registration procedures, event rates, and case-fatality rates in 38 populations from 21 countries in four continents». *Circulation*, tome 90, pages 583–612, 1994.
- [Uecker95] D. R. Uecker, L. Cheolwhan, Y. F. Wang, et Y. Wang. «Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery». *Journal of Image Guided Surgery*, tome 1, pages 308–325, 1995.
- [Umetani96] K. Umetani, H. Ueki, K. Ueda, T. Hirai, T. Takeda, T. Doi, J. Wu, Y. Itai, et M. Akisada. «High-Spatial-Resolution Medical-Imaging System Using a HARPICON Camera Coupled with a Fluorescent Screen». *Journal of Synchrotron Radiation*, tome 3, n° 3, pages 136–144, Mai 1996.
- [uOttawa] uOttawa. «Online Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada : Lecture on Anatomy of the heart. http://www.med.uottawa.ca/medweb/demo_site/undergrad/-undergrad_webct_f.htm». Online Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada.
- [Vaccarino02] V. Vaccarino, J. L. Abramson, E. Veledar, et W. S. Weintraub. «Sex Differences in Hospital Mortality After Coronary Artery Bypass Surgery». *Circulation*, tome 105, pages 1176–1181, 2002.
- [Vacheron99] A. Vacheron, C. L. Feuvre, et J. D. Matter. *Cardiologie*. Expression scientifique publication, 1999.
- [Van Dijk02] D. Van Dijk, E. Jansen, et R. e. a. Hijman. «Cognitive outcome after off-pump and on-pump coronary artery bypass graft surgery.» *Journal of the American Medical Association*, tome 287, n° 11, pages 1405–1412, 2002.
- [vanderWall95] E. E. van der Wall, H. W. Vliegen, A. de Roos, et A. V. Brusckhe. «Magnetic Resonance Imaging in Coronary Artery Disease». *Circulation*, tome 92, pages 2723–2739, 1995.
- [vanDijk01] D. van Dijk, A. P. Nierich, E. W. Jansen, H. M. Nathoe, W. J. Suyker, J. C. Diephuis, W.-J. van Boven, C. Borst, E. Buskens, D. E. Grobbee, E. O. R. de Medina, et P. P. de Jaegere. «Early outcome after off-pump versus on-pump coronary bypass surgery.» *Circulation*, tome 104, pages 1761–1766, 2001.
- [Vaz89] C. Vaz et N. Thakor. «Adaptive Fourier estimation of time-varying evoked potentials». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 36, pages 448 – 455, 1989.
- [Viksten01] F. Viksten. *On the use of an accelerometer for identitcation of a flexible manipulator*. Thèse de maître, Université de Linköping, Suède, 2001.

- [Vivas03] A. Vivas, P. Poignet, et F. Pierrot. «Predictive functional control for a parallel robot». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», tome 3, pages 2785 – 2790. 2003.
- [vomDahl02] J. vom Dahl, U. Dietz, P. K. Haager, S. Silber, L. Niccoli, H. J. Buettner, F. Schiele, M. Thomas, P. Commeau, D. R. Ramsdale, E. Garcia, C. W. Hamm, R. Hoffmann, T. Reineke, et H. G. Klues. «Rotational Atherectomy Does Not Reduce Recurrent In-Stent Restenosis». *Circulation*, tome 105, page 583, 2002.
- [Walter94] É. Walter et L. Pronzato. *Identification de modèles paramétriques à partir de données expérimentales*. Modélisation, Analyse, Simulation, Commande. Masson, 1994.
- [Wang95] Y.-X. Wang et M. Korth. «Effects of Doxorubicin on Excitation-Contraction Coupling in Guinea Pig Ventricular Myocardium». *Circulation Research*, tome 76, pages 645–653, 1995.
- [Wang96] Y. Wang, P. Rossman, R. Grimm, R. SJ, et R. Ehman. «Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiratory effects in three-dimensional coronary MR angiography.» *Radiology*, tome 198, pages 55–60, 1996.
- [Wei97] G.-Q. Wei, K. Arbter, et G. Hirzinger. «Real-time visual servoing for laparoscopic surgery». *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, tome 16, n° 1, pages 40–45, 1997.
- [Weissler68] A. Weissler, W. Harris, et C. Schoenfeld. «Systolic time intervals in heart failure in man.» *Circulation*, tome 37, pages 149–159, 1968.
- [Wernholt04] E. Wernholt. *On multivariable and Nonlinear Identification of Industrial Robot*. Thèse de doctorat, Linköping University, Suède, 2004.
- [Yoshikawa01] T. Yoshikawa, A. Ohta, et K. Kanaoka. «State estimation and parameter identification of flexible manipulators based on visual sensor and virtual joint model». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 3, pages 2840 – 2845. 2001.
- [Young95] P. Young, M. Newlin, et J. Doyle. «Computing bounds for the mixed μ problem». *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, tome 5, pages 573–590, 1995.
- [Young97] P. M. Young et J. Doyle. «A lower bound for the mixed μ problem». *IEEE trans. Automatic Control*, tome 42, n° 1, pages 123–128, 1997.
- [Young02] P. Young. «Comments on “On the estimation of continuous-time transfer function”». *International Journal of Control*, tome 75, n° 9, pages 693–697, 2002.
- [Yurkovitch90] S. Yurkovitch, A. Tzes, I. Lee, et K. Hillsley. «Control and system identification of a two-link flexible manipulator». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1626–1631. 1990.
- [Zhou96] K. Zhou, J. C. Doyle, et K. Glover. *Robust and Optimal Control*. Prentice-Hall, 1996.