

Exploitation de l'effet gyroscopique pour la stabilisation active de l'épicaarde – vers une chirurgie des coronaires à cœur battant

THÈSE

Soutenue le 28 juin 2011

pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Strasbourg

Discipline Électronique, Électrotechnique, Automatique

Spécialité Robotique

par

Julien GAGNE

Composition du jury

Directeur de thèse : Jacques GANGLOFF, Professeur, LSIIT, Université de Strasbourg

Rapporteurs : Philippe POIGNET, Professeur, LIRMM, Université de Montpellier II
Gérard POISSON, Professeur, Laboratoire PRISME, Université d'Orléans

Examineur : Daniel ALAZARD, Professeur, ISAE, SUPAERO, Toulouse

Invités : Édouard LAROCHE, Professeur, LSIIT, Université de Strasbourg
Olivier PICCIN, Maître de Conférences, LSIIT, INSA, Strasbourg

Mis en page avec la classe thloria.

Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu ceux qui ont encadré mon travail de thèse. Jacques Gangloff, mon directeur de thèse, qui a su m'inciter à aller voir au delà de ce qui semble évident et faire appel à l'inventivité, sans perdre de vue la réalité. Olivier Piccin, avec qui j'ai passé beaucoup de temps pour la conception mécanique, mais aussi dans le cadre de mes activités d'enseignement. Édouard Laroche, grâce à qui une part des mystères de l'automatique s'est levée pour moi. Tous trois ont su me conseiller et me soutenir tout au long de ces cinq années.

Mes remerciements vont également vers les professeurs Philippe Poignet et Gérard Poisson d'avoir accepté d'être les rapporteurs de cette thèse, ainsi que le professeur Daniel Alazard, président du jury. J'ai apprécié les échanges cordiaux et constructifs que nous avons pu avoir lors de ma soutenance.

Je remercie également la Région Alsace pour le financement de ma thèse durant les trois premières années.

Merci aussi à ceux qui ont participé à ce projet et sans qui il n'aurait pas pu être ce qu'il est. Je pense en particulier à Fabrice de l'INSA, qui a relevé le défi de la fabrication des prototypes et à Michele qui a participé avec enthousiasme aux expériences sur animal en tant que chirurgien.

Je remercie aussi Michel et toute l'équipe AVR pour leur accueil et l'ambiance amicale qui y règne. Merci aux permanents pour leurs conseils avisés et aux doctorants, les anciens et les nouveaux à qui je souhaite le meilleur pour la suite. Merci également aux collègues de l'INSA avec qui j'ai eu l'occasion de travailler en tant qu'enseignant.

Enfin, je tiens à remercier ma famille et mes amis qui m'ont soutenu durant ces années.

Résumé

Les stabilisateurs passifs utilisés aujourd'hui en chirurgie cardiaque ne permettent pas une immobilisation suffisante de la surface du cœur. Il est proposé de compenser activement et en temps réel les déplacements résiduels grâce à un dispositif adaptable composé d'un gyrodyne qui génère, sans lien au sol, un couple gyroscopique. L'utilisation d'un accéléromètre pour l'instrumentation permet également de s'affranchir des références externes. Le principe de fonctionnement et le modèle sont décrits ainsi que la démarche de conception. Les aspects techniques de la réalisation d'un premier prototype baptisé GyroLock sont détaillés. Le bruit de mesure et les erreurs potentielles sur les paramètres du modèle sont identifiés comme étant importants et conditionnent le problème de commande, l'utilisation d'un gyrodyne présentant également des contraintes spécifiques. Deux approches de commande sont envisagées : une commande basée sur un observateur de Kalman incluant un modèle de la perturbation, et une commande adaptative utilisant le principe de corrélation. Les simulations montrent l'efficacité théorique des deux méthodes. Les résultats expérimentaux réalisés sur table ont montré, dans ce cas, les limites de la commande basée observateur. L'approche adaptative s'est révélée efficace, grâce à un niveau de robustesse supérieur par rapport aux erreurs de modèle. Le dispositif utilisant la commande adaptative a finalement été testé avec succès sur sujet porcin, en conditions réelles, validant ainsi l'approche proposée. Une étude préliminaire concernant l'extension de la compensation à deux directions est finalement présentée.

Abstract

Actual passive stabilizers used in cardiac surgery does not constrain enough the heart surface to guarantee a proper stabilization. An adaptable device is proposed allowing to actively compensate for residual displacement in real time thanks to Control Moment Gyroscope (CMG) actuation ; able to generate a gyroscopic torque without grounding constraint. The use of an accelerometer for measurement allows also to free from external reference. The working principle and the model are described as well as the design approach. The technical aspects for the realization of the first prototype, called GyroLock, are detailed. Measurement noise and potential model parameters errors are significant and should be considered in the choice of the control method. Using a CMG includes also specific additional constraints. Two control approaches are considered : a control based on a Kalman observer including a disturbance model and an adaptive control using correlation principle. Simulations highlight the theoretical efficiency of both methods. Table experiments show the limitations of the observer approach in this case. The adaptive method is more efficient thanks to a better robustness concerning model parameters errors. Finally, the device using adaptive control has been successfully tested on a pig in real conditions, validating the proposed approach. A preliminary study concerning the motion compensation for two directions is presented at the end.

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 Problématique et état de l'art	5
1.1 Notions d'anatomie cardiaque	5
1.2 Pathologies cardiaques	8
1.3 Chirurgie cardiaque et revascularisation des coronaires	10
1.3.1 Angioplastie	10
1.3.2 Pontage coronarien	11
1.4 Caractérisation des mouvements et efforts cardiaques	15
1.5 Chirurgie robotisée et compensation des mouvements physiologiques . . .	18
1.5.1 Suivi du mouvement cardiaque	19
1.5.2 Stabilisation cardiaque active	20
1.6 Objectifs et contributions de la thèse	22
Chapitre 2 Conception d'un stabilisateur exploitant l'effet gyroscopique	23
2.1 Actionnement gyroscopique	23
2.2 Choix d'architecture et modélisation	28
2.3 Conception mécanique	32
2.3.1 Démarche de dimensionnement	32
2.3.2 Modélisation numérique, simulation et choix technologiques	33
2.4 Instrumentation	38
2.4.1 Mesure d'accélération et problème de bruit	39
2.4.2 Mesure témoin	41

Chapitre 3 Commande	45
3.1 Définition du modèle	45
3.1.1 Modèle de synthèse	46
3.1.2 Identification des paramètres	47
3.2 Critères de choix	53
3.2.1 Objectifs et contraintes	53
3.2.2 État de l'art	55
3.3 Prévention des dérives de l'étrier	56
3.4 Commande basée observateur	57
3.4.1 Commande par retour d'état (CRE)	60
3.4.2 Compensation en boucle ouverte (CBO) de la perturbation	61
3.4.3 Comparaison	62
3.5 Approche adaptative	64
3.6 Estimation de la fréquence cardiaque	65
Chapitre 4 Simulations et expérimentations	71
4.1 Simulations	71
4.1.1 Réglage des lois de commande	72
4.1.2 Commande basée observateur	73
4.1.3 Commande adaptative	79
4.2 Expérimentations	81
4.2.1 Expériences <i>ex vivo</i>	81
4.2.2 Expériences <i>in vivo</i>	87
4.3 Vers une compensation suivant deux directions	95
4.3.1 Commande	97
4.3.2 Simulations	98
Conclusion	103
Annexes	107
Annexe A Détermination des équations de Lagrange	107
A.1 Données du modèle	107
A.2 Actions extérieures	108
A.3 Énergies cinétiques	109
A.4 Coefficients énergétiques	111

A.5	Équations de Lagrange	111
A.6	Application numérique	116
Annexe B Modèle CAO et résultats d'analyses par éléments finis		117
B.1	Vues d'ensemble	117
B.2	Analyses par éléments finis	118
B.2.1	Analyses statiques	118
B.2.2	Analyses modales	119
B.3	Conception du guidage du gyroscope	120
Liste des publications		121
Bibliographie		125

Introduction générale

L'IMPORTANCE des maladies cardiovasculaires dans les pays développés est de notoriété publique. En effet, l'évolution du régime alimentaire, la sédentarité, la consommation d'alcool et de tabac, sont autant de facteurs favorisant l'apparition de ce type de pathologie, en faisant aujourd'hui un problème majeur de santé publique. Les maladies coronariennes en particulier sont la cause de presque la moitié des décès dus à des problèmes cardiaques ce qui représente plus de sept millions de décès par an dans le monde. Dans ce cas, les artères coronaires qui alimentent le cœur en sang sont obstruées, menant à l'ischémie du myocarde voire à l'infarctus. Dans ce cas le patient doit être immédiatement pris en charge, une intervention chirurgicale étant alors nécessaire afin d'assurer sa survie.

La procédure chirurgicale la plus classique permettant la revascularisation du myocarde est le pontage coronarien. Le principe consiste à greffer une artère ou une veine, préalablement prélevée sur le patient, de manière à court-circuiter la zone d'obstruction. Il s'agit d'une intervention lourde pour le patient. En effet, l'accès au cœur étant difficile, une sternotomie, dissection du sternum, est nécessaire, la cage thoracique étant ensuite maintenue ouverte. De plus, la suture des greffons étant un geste nécessitant un niveau de précision élevé, le cœur doit être arrêté. Une circulation extra-corporelle, assurant l'oxygénation et le pompage du sang, est alors mise en place, cette étape pouvant elle aussi entraîner des conséquences graves, tels que des troubles neurologiques. Deux problèmes se posent donc : celui de l'accès et celui du mouvement cardiaque.

Dans de nombreux domaines de la chirurgie, on a pu observer ces dernières années un grand développement des techniques dites mini-invasives, plus respectueuses du patient. Le domaine cardiaque ne fait pas exception et de nouvelles techniques mini-invasives et à cœur battant tendent à se développer. Cependant, dans le cas des opérations cardiaques, le problème des mouvements du cœur reste central. Des opérations à cœur battant ont malgré tout pu être réalisées, la surface du cœur étant alors maintenue à l'aide de stabilisateurs, instruments passifs le contraignant mécaniquement. Toutefois

des mouvements résiduels persistent, systématiquement rapportés comme étant gênants pour le chirurgien.

Afin de pallier ce problème, des solutions technologiques relevant de la robotique ont été envisagées. La plupart d'entre elles tirent parti des systèmes de robots chirurgicaux téléopérés, en y intégrant des fonctions de suivi rendant la surface du cœur virtuellement immobile aux yeux du chirurgien. Cette approche s'est montrée efficace mais elle implique l'usage de robots relativement puissants, le suivi nécessitant des accélérations importantes dans le cas du cœur. Se pose donc la question de la sûreté en cas de défaillance. Une autre approche consiste à améliorer les performances des stabilisateurs en les rendant actifs. Le principe consiste à appliquer en temps réel un effort ou un couple sur le stabilisateur, permettant ainsi de compenser les mouvements résiduels. Cela permet également de découpler le problème du mouvement et celui de la réalisation du geste chirurgical, qui pourra être manuelle ou robotisée. C'est dans cette démarche que s'inscrit ce travail de thèse.

L'objectif dans le cadre des travaux présentés ici était de proposer une solution sur le principe de la stabilisation active tenant compte, comparée aux études antérieures, d'un plus grand nombre de contraintes liées à l'application. En effet, le contexte d'utilisation en bloc opératoire nécessite, en plus des performances de compensation, une simplicité d'utilisation et une adaptabilité importantes. Dans ce but il a été choisi de concevoir un système sous forme d'un module autonome pouvant s'adapter sur des stabilisateurs standards et intégrant l'ensemble de la fonction de stabilisation active sans nécessiter d'élément extérieur. Le but dans le cadre de cette thèse était donc de concevoir un tel dispositif, le principe devant au final être testé en conditions réelles en bloc opératoire. Les travaux réalisés ont donc englobé l'ensemble du développement, de la définition du principe aux premières expérimentations réalisées *in vivo*, les aspects de conception mécanique, de traitement du signal et de détermination d'une commande adaptée ayant également été traités. La démarche globale mise en œuvre a cherché à déterminer les avantages potentiels que pouvait apporter chacun de ces aspects, non pas par la résolution de sous-problèmes, mais en tâchant de considérer globalement l'application. Ainsi, une des contributions majeures de ces travaux a consisté dans la combinaison de différentes technologies rendant possible le fonctionnement autonome recherché. En l'occurrence, le choix s'est porté sur un actionnement par gyrodyne, dispositif exploitant l'effet gyroscopique, associé à une mesure accélérométrique, ces deux technologies assurant l'indépendance du système par rapport à son environnement, étant donné que les deux principes reposent sur des phénomènes inertiels.

Ce mémoire se divise en quatre chapitres, chacun abordant un angle différent du problème.

Premièrement, le contexte médical de l'application est présenté, permettant ainsi de cerner les attentes auxquelles doit répondre l'application, mais également les contraintes auxquelles elle doit se soumettre. La définition de ce contexte est le point d'entrée dans la démarche de conception du dispositif. Certains aspects importants ont pu, dès ce stade, être identifiés. En particulier, les stabilisateurs chirurgicaux du commerce sont amenés à être reconfigurés durant l'opération, ce qui implique des modifications du modèle au cours de l'utilisation. Cela implique donc des qualités de robustesse de la part du dispositif conçu. Par ailleurs les sollicitations cardiaques sont caractérisées, mettant en valeur leur aspect harmonique, information devant être prise en compte dans le choix de la commande.

Dans un deuxième temps les aspects de conception sont présentés. Les bases de l'actionnement par gyrodyne sont introduites et une architecture exploitant ce principe et répondant aux spécifications de l'application est présentée. La démarche de dimensionnement, prenant en compte certains aspects préliminaires de la commande, est également présentée, les choix technologiques étant ensuite détaillés. La question de l'instrumentation est alors posée, le choix se portant sur un accéléromètre. Ce choix est justifié tout en identifiant les difficultés qu'il implique, notamment du point de vue du traitement du signal et de la commande, la mesure étant soumise à des niveaux de bruit importants. Il est alors montré comment cette difficulté peut partiellement être résolue, grâce à des solutions relevant du filtrage mécanique, électronique et numérique.

Ensuite, le système physique étant entièrement défini, la question de sa commande est abordée. Les objectifs et contraintes du dispositif sont alors traduits en termes de problématiques de commande. L'application nécessite un niveau élevé de robustesse aux erreurs de modèle, les données d'efforts cardiaques révèlent le caractère harmonique de la perturbation, l'actionnement par gyrodyne implique la gestion de dérives potentielles, et la mesure accélérométrique pose les problèmes du bruit et de la double intégration. Dans ce cadre deux approches de commande sont envisagées. La première se base sur une observation du système assurée par un filtre de Kalman et intégrant également un modèle de la perturbation cardiaque. Deux lois de commandes associées, par retour d'état et en boucle ouverte, sont alors présentées. La seconde approche, se base sur une commande en boucle ouverte adaptative dédiée au rejet de perturbations harmoniques.

Enfin, le dernier chapitre présente les résultats obtenus. Les tests en simulation permettent de vérifier le bon fonctionnement du principe proposé et d'en évaluer les perfor-

mances potentielles. Cette étape permet également d'identifier certaines limitations, en particulier concernant la commande basée sur l'observation du système, le choix pour la suite se portant sur la commande adaptative. À ce niveau, les études de robustesse sont le critère déterminant. L'aspect expérimental est ensuite abordé, principalement avec la présentation et l'analyse des résultats obtenus lors de tests réalisés *in vivo*. Ces expérimentations permettent de valider le principe proposé, et prouvent son adéquation avec le contexte d'utilisation. En dernier lieu, une étude préliminaire abordant une voie de développement possible du projet est présentée. Elle consiste à étendre la compensation suivant deux directions, en utilisant le même type de dispositif.

L'ÉTUDE présentée dans cette thèse tend à améliorer les conditions chirurgicales lors d'opérations à cœur battant visant la revascularisation des coronaires. L'objet de ce chapitre est d'introduire les notions nécessaires afin de comprendre le contexte et les enjeux de cette étude. Tout d'abord, un certain nombre de notions d'anatomie et de physiologie cardiaques seront présentées ainsi que les pathologies, l'accent étant mis sur le cas qui nous intéresse : les maladies coronariennes. Ensuite, après avoir introduit les techniques chirurgicales de revascularisation et expliqué la difficulté fondamentale que représente le mouvement cardiaque, nous nous pencherons sur les solutions techniques proposées jusqu'alors dans le cadre de la compensation des mouvements physiologiques et relevant du domaine de la robotique. Finalement il sera montré comment l'étude présentée ici s'intègre dans ce contexte et quelles en sont les contributions.

1.1 Notions d'anatomie cardiaque

Le cœur est un organe musculaire creux qui a pour fonction d'assurer le pompage du sang et sa circulation dans l'organisme grâce à ses contractions rythmiques. Ainsi il pompe au cours des 100 000 battements quotidiens l'équivalent de 8 000 l de sang. Long de 14 à 16 cm et d'un diamètre de 120 à 140 mm il pèse de 250 à 300 g chez la femme et de 300 à 350 g chez l'homme. Il est situé légèrement à gauche du plan médian dans le médiastin, zone à l'intérieur de la cage thoracique délimitée par le sternum, la colonne vertébrale et les poumons. Dans la convention des plans et directions anatomiques présentée dans la FIGURE 1.1 le plan médian est le plan délimitant les parties gauche et droite du corps humain, l'axe normal à celui-ci définissant la direction droite-gauche. On distingue deux autres plans, le plan frontal normal à la direction dorso-ventrale et le plan transversal, à mi hauteur du corps normal à l'axe cranio-caudal qui relie les pieds au sommet du crâne.

Le cœur est principalement constitué de fibres musculaires. Comme détaillé dans la FIGURE 1.2, ce muscle cardiaque, appelé myocarde s'étend de la surface interne, l'endocarde, à la surface externe appelée épicarde. Son alimentation en sang est assurée par les coronaires, vaisseaux sanguins situés au niveau de l'épicarde et auxquels on portera un intérêt particulier par la suite. L'ensemble du cœur est enveloppé par le péricarde, tissu contenant un fluide lubrifiant, qui le protège et le maintient dans la cavité thoracique.

On dénombre quatre chambres à l'intérieur du cœur, deux oreillettes et deux ventricules, et quatre valves qui permettent d'assurer une fonction de double pompe. Le sang chargé de dioxyde de carbone arrive par la veine cave au niveau du ventricule droit. Le sang est alors pompé par la partie droite vers l'artère pulmonaire qui mène aux poumons. Le sang alors oxygéné revient par la veine pulmonaire et est à nouveau pompé par la partie gauche vers l'aorte, alimentant l'ensemble de l'organisme. L'action de pompage se fait de manière synchronisée entre les parties gauche et droite et peut se décomposer en trois étapes comme illustré dans la FIGURE 1.3. Tout d'abord la phase de systole auriculaire durant laquelle les oreillettes se contractent, transférant le sang qu'elles contiennent vers les ventricules, au travers des valves atrio-ventriculaires appelées mitrale pour la partie gauche et tricuspide pour la partie droite. Puis les oreillettes se gonflent et les valves atrio-ventriculaires se ferment, empêchant le retour du sang pompé vers les oreillettes. La phase suivante, la systole ventriculaire, se déroule de manière comparable. Le sang est alors éjecté des ventricules vers les artères pulmonaires et l'aorte, via les valves sigmoïde et aortique.

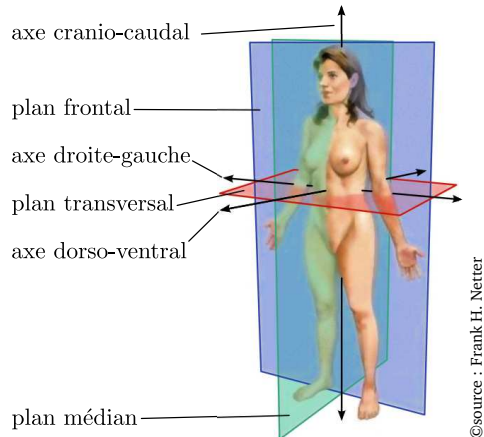


FIGURE 1.1 – Plans anatomiques.

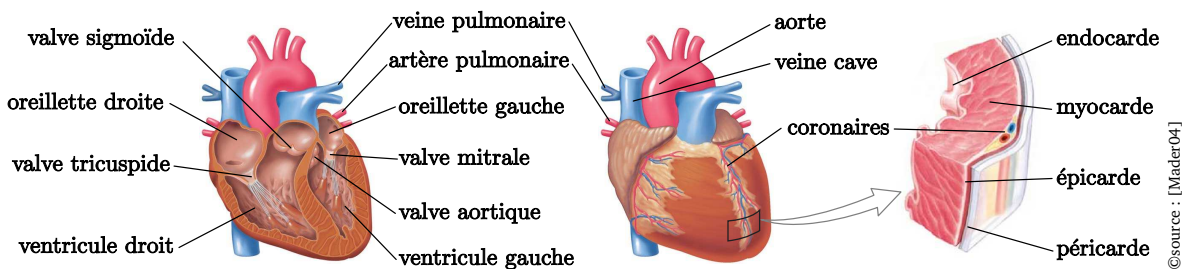


FIGURE 1.2 – Anatomie cardiaque.

Durant la dernière phase, appelée diastole, les oreillettes et les ventricules sont relâchés et le cœur s'emplit de sang.

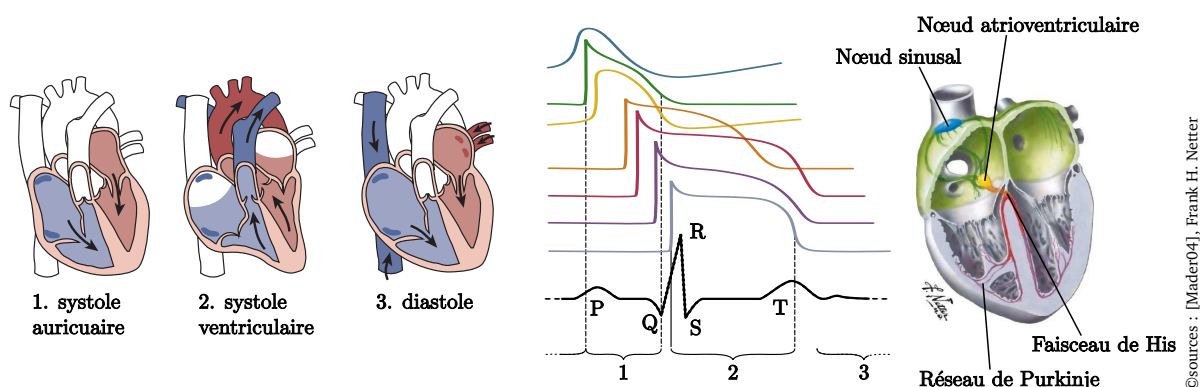


FIGURE 1.3 – Cycle cardiaque, conduction du cœur et propagation de l'onde cardiaque.

Contrairement aux muscles squelettiques, le myocarde est myogénique c'est à dire qu'il ne nécessite pas de stimulus nerveux pour se contracter et s'excite lui-même, réalisant ainsi spontanément les contractions rythmiques. Les contractions successives des différentes parties du myocarde sont dues à des excitations électriques sous la forme d'un front de dépolarisation. C'est cette activité électrique que l'on visualise grâce à l'électrocardiogramme (ECG), en positionnant des électrodes sur l'épiderme. Les différentes ondes visualisées sur l'ECG correspondent à la dépolarisation de différentes parties conductrices du cœur. Ce front de dépolarisation est initié par le nœud sinusal situé dans la partie supérieure de l'oreillette droite. Cette impulsion électrique se répand dans les oreillettes provoquant la systole auriculaire, on observe alors au niveau de l'ECG l'onde P. La dépolarisation est transmise au nœud atrio-ventriculaire qui relaie l'impulsion jusqu'aux ventricules par l'intermédiaire du faisceau de His et du réseau de Purkinje, provoquant la systole ventriculaire. Au niveau de l'ECG, la transmission de la dépolarisation du nœud atrio-ventriculaire vers les ventricules se traduit par le complexe QRS, composé des ondes Q, R et S qui sont très rapprochées. La diastole survient après relâchement du myocarde et correspond à l'onde T.

Dans le cas d'un rythme cardiaque normal, dit sinusal et donc piloté par le nœud sinusal, ce cycle se répète de manière régulière et l'on considère des cadences de 60 à 90 battements par minute comme étant une fréquence normale au repos [Dubois04, Fox07]. La période du cycle cardiaque est essentiellement due à la durée de la diastole, la systole ayant une durée constante.

1.2 Pathologies cardiaques

Comme tout organe, le cœur peut être sujet à des pathologies spécifiques qui peuvent être dues à différentes causes. Leur gravité est très variable et peut aller d'un simple trouble bénin à la mort subite.

Il peut s'agir de malformations cardiaques lors de la vie intra-utérine. Le cas le plus répandu touche le septum, partie séparant les parties gauche et droite de cœur, et se traduit par les communications inter-auriculaire et inter-ventriculaire. Les parties gauche et droite du cœur ne sont alors pas parfaitement séparées et des échanges entre le sang riche et le sang pauvre en oxygène se produisent. Une intervention chirurgicale peut être nécessaire afin de corriger cette malformation. La communication est alors refermée par suture ou grâce à une membrane prothétique.

L'origine de la pathologie peut venir d'un mauvais fonctionnement des valves, le plus souvent les valves aortique et mitrale. On parle alors de valvulopathie, se traduisant soit par un rétrécissement ou sténose si la valve ne s'ouvre pas correctement, soit par une insuffisance ou fuite si elle ne se referme pas complètement ; il y a dans ce cas possibilité de reflux sanguin. Ce problème peut être traité par une chirurgie réparatrice ou en remplaçant la valve par une prothèse.

Les différentes couches du cœur peuvent subir des inflammations d'origine virale ou bactérienne. On parlera alors de péricardite si c'est le péricarde qui est touché, de myocardite s'il s'agit du myocarde et d'endocardite si l'inflammation est localisée dans les cavités cardiaques. Dans ce dernier cas, ce sont le plus souvent les valves qui sont touchées, l'inflammation pouvant mener à une valvulopathie.

Des anomalies du rythme cardiaque, ou arythmies, peuvent également être observées, notamment par l'analyse de l'ECG. La FIGURE 1.4 donne quelques exemples d'ECG caractéristiques d'arythmies. Si elles concernent le rythme à proprement dit, on parlera de bradycardie en dessous de 60 battements par minute et de tachycardie au-delà de 100 [Dubois04]. Les arythmies peuvent également se traduire par un rythme cardiaque irrégulier par exemple en présence d'extrasystoles, c'est à dire lorsque certaines contractions surviennent de manière prématurée. L'origine peut être auriculaire ou ventriculaire. Dans le premier cas on observera sur l'ECG une forme d'onde normale, alors que dans le second le complexe QRS sera plus étalé et ne sera pas précédé d'onde P, l'extrasystole ventriculaire n'étant pas pilotée par le nœud sinusal. On peut également évoquer les problèmes de fibrillation qui correspondent à des contractions rapides et désordonnées d'une des cavités cardiaques. Dans le cas de la fibrillation auriculaire, le rythme sera irrégulier avec au niveau de l'ECG une absence d'onde P et une trémulation de la ligne iso-électrique — c'est-à-dire une ondulation faible mais rapide du signal entre

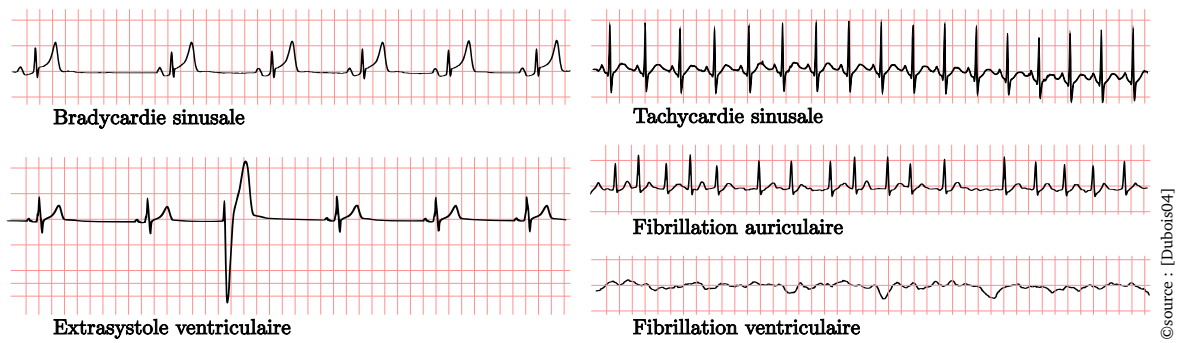


FIGURE 1.4 – Exemples de signaux ECG caractéristiques d'arythmies.

les complexes QRS — due aux contractions répétées des oreillettes. Le cas ventriculaire se traduit quant à lui par des battements rapides, irréguliers et sans complexe QRS organisé. La fonction de pompage n'est alors plus assurée et l'arrêt cardiaque survient rapidement. Les problèmes d'arythmie présentent un intérêt dans cette étude, en particulier le cas de l'extrasystole. En effet, il est important de considérer ce problème étant donné qu'une extrasystole, bien que non pathologique, peut survenir à tout moment.

Parmi l'ensemble des cardiopathies, les maladies coronariennes sont les plus connues. Ce sont également les plus mortelles car elles sont à elles seules la cause de plus de 7 millions de décès par an dans le monde, soit plus de 40 % des décès dus à une maladie cardiovasculaire [Mackay04]. Aux États-Unis, plus de 7% des adultes de plus de 20 ans sont concernés par une maladie coronarienne, selon un rapport de l'American Heart Association [Roger11]. Ce type de cardiopathie constitue donc un problème de santé publique majeur. C'est par ailleurs le cas sur lequel nous nous penchons tout particulièrement par la suite. Ce type de pathologie est lié à la sténose des artères coronaires, c'est-à-dire la réduction de leur section interne. Cette sténose est due à des dépôts graisseux le long de la paroi interne des artères qui se transforment ensuite en une plaque, l'athérome [Burke95]. On parle alors d'athérosclérose, soit le vieillissement et la dégénérescence des artères dus à ce dépôt de plaque. L'athérome nuit à l'élasticité des parois engendrant localement des lésions. Des caillots sanguins peuvent alors se former, accélérant le phénomène de sténose ; on parle alors de thrombose. La conséquence directe de ce phénomène est la réduction, voire la rupture, de l'afflux sanguin au travers des artères coronaires et donc le manque d'oxygénation du

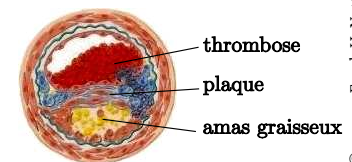


FIGURE 1.5 – Sténose, vue en coupe.

myocarde. Un signe précurseur de ce manque d'oxygénation est l'angine de poitrine qui se traduit par des douleurs thoraciques. Le manque d'afflux sanguin peut devenir tel que les cellules sous-oxygénées du myocarde commencent à se nécroser, perdant leur capacité de contraction : c'est l'infarctus, suivi par l'arrêt cardiaque et la mort subite du patient s'il n'est pas pris en charge rapidement.

En cas de sténose avancée, une intervention chirurgicale est nécessaire. Différentes méthodes existent mais toutes visent la revascularisation du myocarde, soit l'augmentation de l'afflux sanguin.

1.3 Chirurgie cardiaque et revascularisation des coronaires

La chirurgie cardiaque est une spécialité dont le développement est très récent, le cœur ayant longtemps été considéré comme inaccessible d'un point de vue chirurgical car protégé par la cage thoracique et animé d'un mouvement perpétuel. Bien que certains cas isolés d'interventions sur le cœur aient été recensés dès la fin du XIX^e siècle — en 1893 à Chicago, le Dr. Daniel Hale Williams opéra avec succès un homme victime d'une blessure à l'arme blanche ayant touché le péricarde [Williams97] — leur développement n'est réellement apparu que lors de ces 50 dernières années.

En ce qui concerne la revascularisation du myocarde, les premières expériences rapportées datent des années 1910 mais ce n'est qu'à partir de la fin des années 1960 que les procédures, notamment celle du pontage coronarien, commencent à être maîtrisées [Cohn08].

Aujourd'hui les techniques de revascularisation des coronaires peuvent être classifiées en deux approches différentes. La première, pouvant être qualifiée d'interne, se base sur les techniques de cathétérisme pour l'accès à l'artère sténosée via le réseau cardiovasculaire. L'autre approche consiste en un accès direct depuis l'extérieur pour l'intervention sur l'artère coronaire touchée ou son remplacement.

1.3.1 Angioplastie

L'angioplastie est une approche médico-chirurgicale généralement percutanée et basée sur l'utilisation d'un cathéter introduit au niveau de l'artère fémorale ou de l'artère radiale. L'objectif est d'accéder à l'artère sténosée et de la dilater localement afin de rétablir le flux sanguin. Cela est fait grâce au gonflage d'un ballonnet qui repousse la plaque

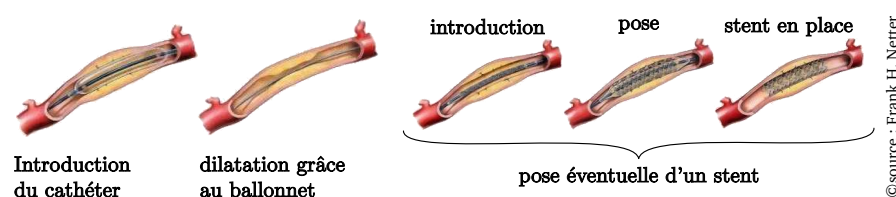


FIGURE 1.6 – Angioplastie, étapes de la procédure.

d'athérome. Cette action peut être complétée par la pose d'un stent [Hårdhammar96], structure métallique qui maintient l'artère dilatée comme le montre la FIGURE 1.6. Cependant les tissus et la plaque peuvent se reformer sur le stent, conduisant potentiellement à une resténose et à la nécessité d'une nouvelle intervention, cette fois par une voie d'accès externe [Diegeler02, Hoffman03].

1.3.2 Pontage coronarien

La technique du pontage consiste à court-circuiter la partie obstruée d'une artère coronaire en greffant en parallèle un nouveau vaisseau sanguin. En 1947, Arthur M. Vineberg proposa une procédure qui peut être considérée comme l'initiation du pontage actuel [Vineberg47]. La pratique actuelle, légèrement différente, est de prélever chez le patient un vaisseau sanguin redondant et de relier grâce à celui-ci l'aorte, qui fournit du sang riche en oxygène, et l'artère coronaire sténosée, en aval de la zone obstruée. Les zones du myocarde qui souffraient de sous-oxygénation sont alors irriguées à nouveau. Cette opération requiert donc une ou plusieurs anastomoses, c'est-à-dire la liaison artificielle de vaisseaux entre eux assurant la circulation.

Concernant le greffon utilisé pour le pontage, plusieurs candidats sont possibles, mais il s'agit dans tous les cas d'une artère ou d'une veine redondante [Reyes95]. Dans le cas d'un greffon artériel il est possible d'utiliser par exemple une artère radiale, épigastrique ou gastro-épiploïque, mais le choix se porte généralement sur l'artère mammaire qui est naturellement reliée près de l'aorte. Dans ce cas une seule anastomose est pratiquée, du côté de l'artère coronaire. Les greffons veineux sont également envisageables, le prélèvement de la veine saphène étant le cas le plus courant. De manière générale on favorise l'utilisation de greffons artériels car ils présentent une meilleure résistance à la pression sanguine — la paroi des artères est composée d'une couche de fibres musculaires plus épaisse que celle des veines — et il a été démontré que le risque de sténose du greffon est dans ce cas nettement moindre [Gaudino05].

Si la procédure de pontage ne s'est démocratisée que récemment, c'est en raison d'un

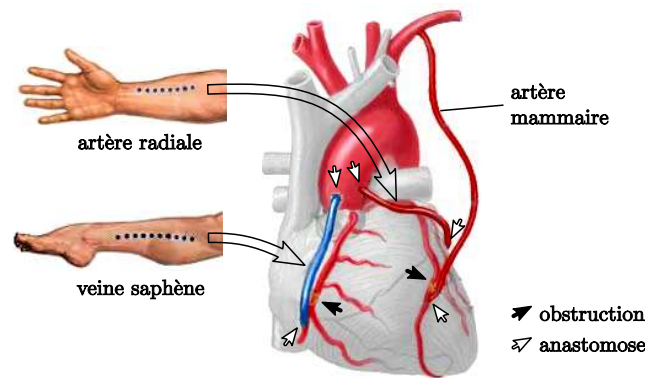


FIGURE 1.7 – Pontages coronariens à partir de différents greffons.

certain nombre de difficultés. Tout d'abord le geste chirurgical est en soi minutieux car il s'agit de suturer de manière étanche des vaisseaux de petit diamètre, de l'ordre de 2 à 3 mm, le fil utilisé étant extrêmement fin ($70\mu\text{m}$) et difficile à percevoir à l'œil nu et au toucher. Toutefois les difficultés principales sont d'ordres anatomique et physiologique. D'une part le cœur est placé dans le médiastin, zone fortement protégée par la cage thoracique, et est donc difficile d'accès. D'autre part ses mouvements propres rendent l'intervention périlleuse. Les évolutions du pontage coronarien consistent donc à trouver des solutions à ces deux problèmes.

Cœur arrêté ou cœur battant ?

Les premières expériences de pontage coronarien furent réalisées sur cœur battant, mettant très vite en valeur le problème que constitue le mouvement cardiaque. Il s'agit d'une des raisons majeures pour lesquelles ce type d'opération a mis longtemps à se développer. Par ailleurs des études ont démontré qu'il est impossible pour l'humain de réaliser une tâche tout en suivant un mouvement cyclique si sa fréquence est supérieure à 1 Hz, ce qui est le cas du cœur [Falk02, Jacobs03].

Ainsi la technique du pontage coronarien ne s'est démocratisée qu'à partir du moment où il fut possible d'opérer sur un cœur à l'arrêt, ce grâce à la mise au point des systèmes de circulation extra-corporelle (CEC). Ces dispositifs ont pour fonction d'assurer le pompage et l'oxygénation du sang, on parle alors de dérivation cardio-pulmonaire. Lors d'une intervention, la CEC collecte le sang du patient grâce à un cathéter veineux introduit au niveau de la veine cave, le sang est alors oxygéné puis pompé et réinjecté sous une température contrôlée, via un cathéter artériel introduit au niveau de l'aorte. La ventilation est alors coupée et le cœur arrêté, l'aorte étant clampée afin d'éviter toute

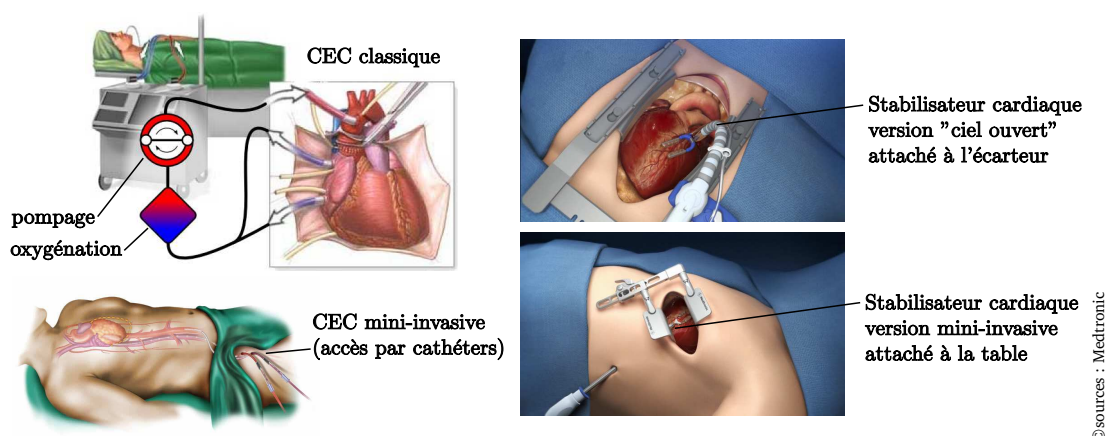


FIGURE 1.8 – CEC et stabilisation cardiaque, à "ciel ouvert" et en mini-invasif.

circulation sanguine dans les cavités cardiaques. Le cœur est alors immobile, permettant la réalisation de l'intervention. Pendant ce temps le myocarde est régulièrement alimenté en sang afin de le maintenir en vie, avec une administration de potassium destinée à éviter la reprise des pulsations. Une fois le pontage terminé, le cœur est ranimé puis la CEC est retirée.

Plus récemment, on observe une tendance visant à développer des techniques à cœur battant. En effet, certaines études cliniques comparatives, notamment celles de Boyd *et al.* [Boyd99] et de Van Dijk *et al.* [vanDijk01, vanDijk02], ont montré que les complications post-opératoires sont moindres dans les cas réalisés à cœur battant comparés à ceux utilisant une CEC. Ces complications comprennent les problèmes de fibrillation auriculaire, la durée de séjour en soins intensifs, les complications respiratoires ainsi que les dégradations cognitives. Lors de ces opérations à cœur battant le problème du mouvement cardiaque a été partiellement résolu grâce à l'utilisation de stabilisateurs cardiaques. Il s'agit d'instruments qui contraignent mécaniquement une zone du cœur, attachés soit à la table d'opération soit au sternotome, l'instrument permettant de maintenir la cage thoracique ouverte. Cette zone d'intérêt, au niveau de laquelle le chirurgien opère, est maintenue entre deux doigts maintenant le contact par pression ou succion. Les bénéfices en termes de réduction des déplacements introduits par ces stabilisateurs sont importants et ont déjà permis à ce jour la réalisation de nombreux pontages à cœur battant. Cependant cette technique reste minoritaire comparée à celle utilisant une CEC, n'étant utilisée que dans moins de 20% des cas aux États-Unis [Mack02, Huffmyer11]. Un problème récurrent concerne les performances des stabilisateurs qui sont mises en doute à cause des mouvements résiduels non négligeables qui persistent [Cattin04, Lemma05]. En effet on observe des excursions de l'épicaarde

de l'ordre de 1,5 à 2,5 mm, alors que la réalisation du geste nécessite une précision de l'ordre du dixième de millimètre. Les dispositifs de stabilisation comportent des segments orientables qui autorisent le repositionnement du stabilisateur lors de l'opération, pour immobiliser les différents sites d'anastomose. Ces segments diminuent la rigidité du système, or les performances de stabilisation dépendent directement de cette rigidité. On parlera dans ce cadre de stabilisation passive, car seulement dépendante des propriétés mécaniques du système.

La question des mouvements résiduels lors de l'utilisation de stabilisateurs cardiaques est la problématique centrale de cette thèse. Les moyens mis en œuvre pour les compenser seront détaillés par la suite.

Opération à ciel ouvert ou mini-invasive ?

Concernant l'accès à la zone d'opération et donc à l'épicarde, la voie classique inclut une sternotomie, dissection complète du sternum, l'ouverture et le maintien de la cage thoracique grâce à un écarteur sternal, et la dissection du péricarde. Cette configuration offre au chirurgien un accès direct à l'épicarde ainsi qu'un champ ouvert confortable pour la réalisation du geste. Cependant cette procédure est extrêmement invasive et constitue une source majeure de risques et de complications opératoires.

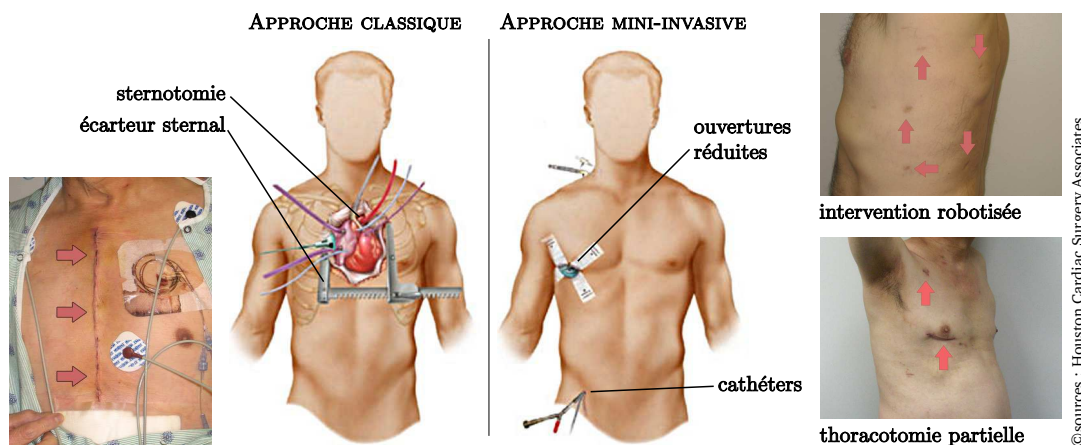


FIGURE 1.9 – Accès au cœur en chirurgie classique et mini-invasive.

À l'instar des développements réalisés dans d'autres domaines, les nouvelles procédures de chirurgie cardiaque tendent à réduire la taille des incisions en utilisant des voies d'accès alternatives. Cette approche, dite mini-invasive, s'est largement développée durant

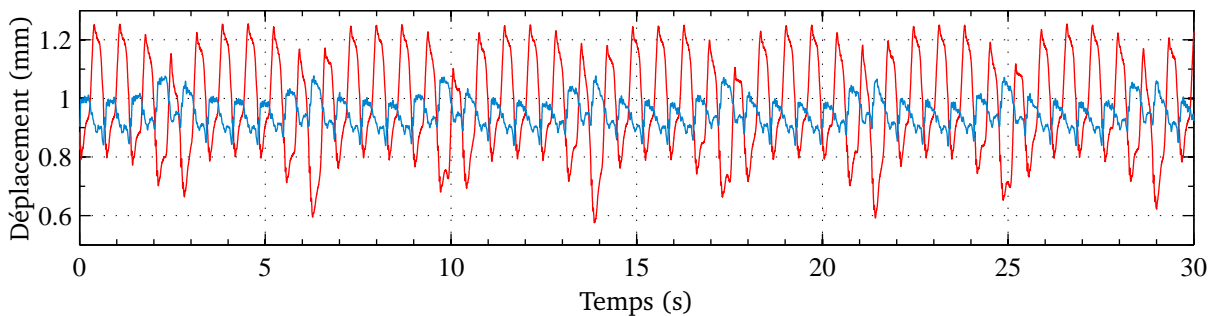
ces dernières années et a largement fait ses preuves, en particulier dans les domaines de la gastro-entérologie, la gynécologie et l'urologie. Ces procédures ont été rendues possibles grâce au développement des caméras endoscopiques, permettant ainsi au chirurgien de réaliser des opérations sans avoir nécessairement une vue directe sur la zone d'intervention. Les bénéfices apportés sont nombreux comme par exemples la réduction des cicatrices, de la durée d'intervention, d'hospitalisation et de récupération, et du risque infectieux. Cependant l'extension de ces techniques aux pontages coronariens est en retard comparé aux autres champs d'application. En effet, les difficultés rencontrées dans ce cas précis, et notamment à cause des mouvements cardiaques, rendent cette extension difficile [Mack06]. Malgré tout, des techniques de chirurgie cardiaque mini-invasives se sont récemment développées, largement inspirées par les techniques et instruments développés dans les autres domaines. Ainsi l'accès au cœur peut être réalisé via une thoracotomie, passage réalisé au niveau des espaces intercostaux. L'opération peut également se faire de manière totalement endoscopique. Des trocarts sont alors posés, permettant le passage de la caméra et des instruments, et garantissant l'étanchéité, le corps du patient étant gonflé avec du dioxyde de carbone afin de ménager l'espace interne nécessaire au travail du chirurgien. Dans le cas d'une opération sur cœur à l'arrêt, la CEC est également connectée de manière mini-invasive, soit en passant par les espaces intercostaux, soit par l'introduction au niveau de l'artère fémorale de cathéters atteignant le cœur. Si l'opération est réalisée à cœur battant, un stabilisateur spécifique est utilisé, capable de passer par un trocart et de se déployer à l'intérieur du corps. Sa position est alors maintenue depuis l'extérieur, le système de stabilisation étant fixé à la table d'opération. Des pontages coronariens à cœur battant effectués dans des conditions mini-invasives ont été réalisés, le problème des imperfections de stabilisation étant à chaque fois évoqué [Loisance05].

La question des mouvements cardiaques est donc un point bloquant dans l'évolution des techniques de revascularisation vers des approches plus respectueuses du patient. Mais des solutions technologiques, relevant potentiellement du domaine de la robotique, peuvent être trouvées pour pallier cette difficulté. C'est à ce problème précis que nous nous intéressons ici.

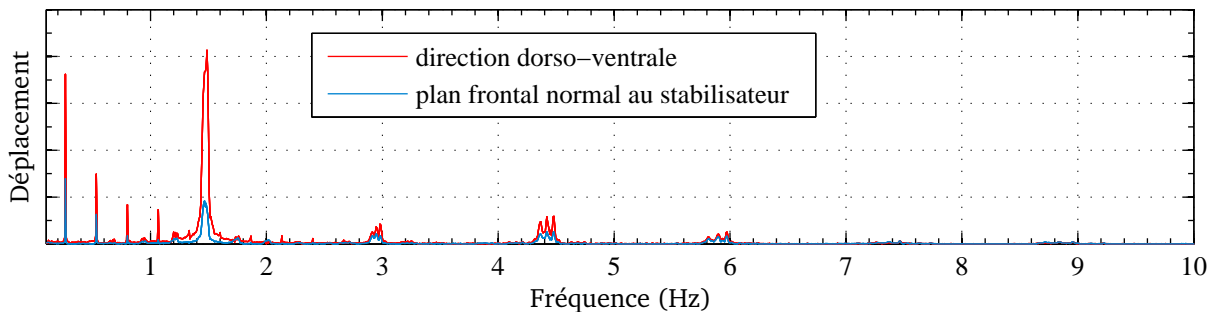
1.4 Caractérisation des mouvements et efforts cardiaques

Caractériser les mouvements et actions du cœur est essentiel si l'on souhaite en effectuer la compensation. Différentes études du mouvement cardiaque existent dans la littérature. Cependant il s'agit généralement d'analyses issues de mesures effectuées

sur un cœur libre [Shechter06] ou contraint par un modèle de stabilisateur passif incompatible avec les conditions mini-invasives [Cuvillon06a]. Les analyses présentées dans cette partie sont basées sur les données obtenues par W. Bachta [Bachta08a] et présentent l'avantage d'avoir été réalisées sur un cœur stabilisé avec un stabilisateur endoscopique et d'inclure des mesures d'effort. Bien que ces mesures aient été effectuées sur un porc sous anesthésie générale, les résultats obtenus sont également pertinents en ce qui concerne l'humain. En effet le sujet porcin est reconnu pour être un modèle fiable étant données ses similarités avec l'Homme concernant le système cardiovasculaire [Crick98]. Le stabilisateur passif présentant une rigidité nettement supérieure suivant son axe propre, les mouvements résiduels sont négligeables selon ce même axe et n'ont pas été considérés dans les mesures reportées dans la FIGURE 1.10. Suivant les autres directions, les résultats font apparaître des déplacements résiduels de l'ordre de 0,5 mm, prépondérants suivant la direction dorso-ventrale. Ceci corrobore les études antérieures menées [Cattin04, Lemma05, Cuvillon06b, Kettler07] avec malgré tout des amplitudes de déplacement moindres pouvant être expliquées par l'utilisation d'un stabilisateur ayant globalement une rigidité supérieure à celle des stabilisateurs du commerce. Du point de vue des fréquences, on peut nettement voir que le mouve-



(a) Déplacements cardiaques dans le domaine temporel.



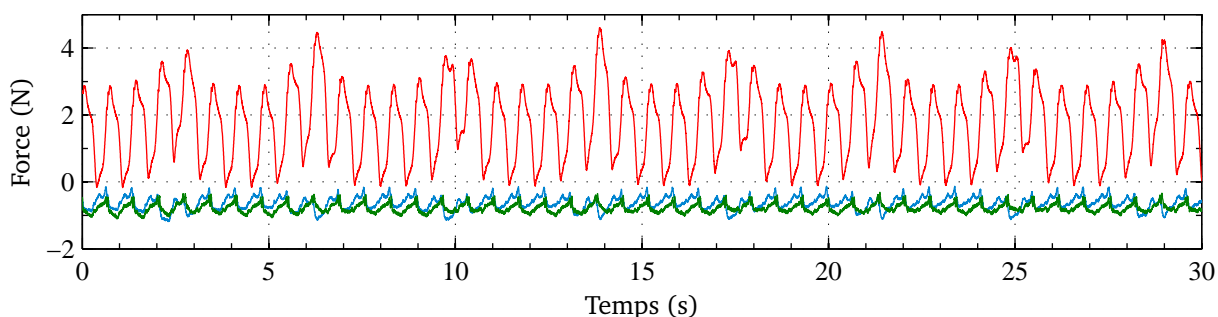
(b) Déplacements cardiaques dans le domaine fréquentiel sur un horizon de 150 s.

FIGURE 1.10 – Caractérisation des déplacements cardiaques.

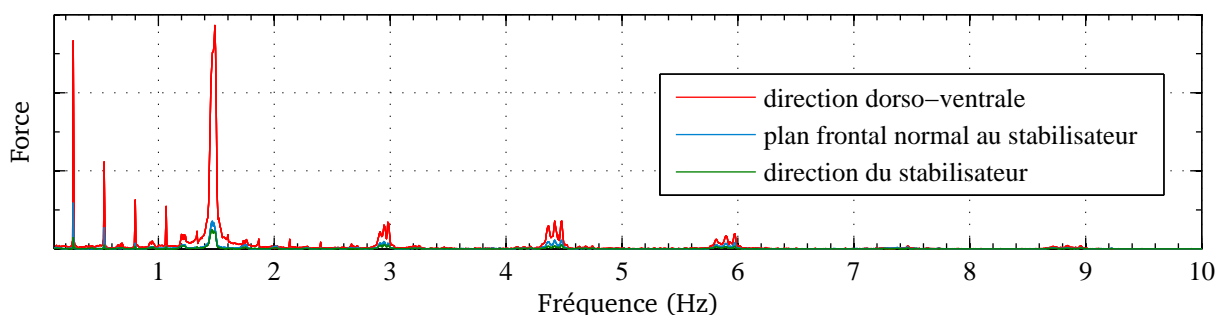
ment cardiaque est composé à la fois de composantes respiratoires et cardiaques. On remarque donc la fréquence fondamentale de la respiration à 0,25 Hz imposée par le respirateur, et la fréquence cardiaque évoluant entre 1,44 et 1,5 Hz durant l'acquisition, ainsi que leurs harmoniques respectifs. Concernant le déplacement induit par le battement cardiaque proprement dit, on peut également observer qu'il est significatif seulement pour les quatre premiers harmoniques, les amplitudes des harmoniques supérieurs étant négligeables.

En termes d'efforts (cf. FIGURE 1.11), on observe une amplitude de l'ordre de 5 N dans la direction dorso-ventrale contre 1 N dans les autres directions, confirmant là aussi la prédominance de l'action cardiaque suivant cette direction. La décomposition fréquentielle des efforts confirme également les observations faites sur les déplacements, avec les composantes respiratoires et cardiaques.

En résumé, la compensation des mouvements cardiaques résiduels semble indispensable dans la direction dorso-ventrale, les déplacements dans le plan frontal étant d'amplitude nettement moindre. Les amplitudes des déplacements et efforts sont quantifiées et, d'un point de vue fréquentiel, le caractère harmonique de l'action cardiaque est clairement



(a) Efforts cardiaques dans le domaine temporel.



(b) Efforts cardiaques dans le domaine fréquentiel sur un horizon de 150 s.

FIGURE 1.11 – Caractérisation des efforts cardiaques.

identifié. Ces données constituent donc un point de départ pour la conception de systèmes destinés à compenser les mouvements cardiaques résiduels.

1.5 Chirurgie robotisée et compensation des mouvements physiologiques

L'approche totalement endoscopique de la chirurgie apporte des avantages certains pour le patient mais est contraignante pour le chirurgien. La vision indirecte du site rend difficile l'appréciation des profondeurs. De plus les instruments spécifiques utilisés sont limités en termes de mobilité par le passage au niveau du trocar et ne transmettent pas autant d'informations tactiles au chirurgien qu'en chirurgie ouverte. C'est pourquoi cette approche ne s'est réellement développée qu'à partir de l'avènement des robots chirurgicaux et des systèmes d'assistance au chirurgien.

Dans un contexte de chirurgie robotisée, le chirurgien n'est plus en contact direct avec le patient. Ce type de système s'inscrit dans un schéma de télémanipulation dans lequel le chirurgien interagit avec une interface, dite maître, commandant le robot réalisant l'opération, appelé esclave. Le dispositif de ce type le plus utilisé aujourd'hui est le système da Vinci commercialisé par la société Intuitive Surgical. Ce robot, conçu spécifiquement, peut manipuler plusieurs instruments endoscopiques simultanément, chacun étant introduit dans un trocar, ou port, l'un d'eux étant réservé au passage d'une caméra stéréoscopique. Au niveau de l'interface maître, le chirurgien visualise cette image, lui donnant ainsi un rendu de la profondeur. Il commande les instruments par l'intermédiaire de poignées conçues pour une manipulation intuitive. Outre les améliorations apportées au chirurgien en termes de confort, d'immersion et de manipulabilité, l'approche robotique offre, du fait de la dissociation entre maître et esclave, des possibilités supplémentaires grâce à l'introduction de fonctions d'assistance artificielles.

À titre d'exemple, on peut citer la possibilité d'introduire un facteur d'échelle entre les mouvements réalisés par le chirurgien et les mouvements réels. Une démultiplication du mouvement permet alors la réalisation de tâches plus minutieuses, difficilement réalisables manuellement de manière directe [Baek10, Uneri10]. Une autre possibilité est le filtrage des mouvements du chirurgien. Ainsi des erreurs de manipulation comme des tremblements ou des écarts soudains peuvent être éliminés du mouvement transmis au robot esclave, constituant ainsi un gain en terme de sûreté [Riviere03]. Un autre cas de figure est la réalisation d'une tâche autonome en parallèle et indépendamment de l'interface maître. Les organes devant être opérés peuvent être sujets à des déplace-

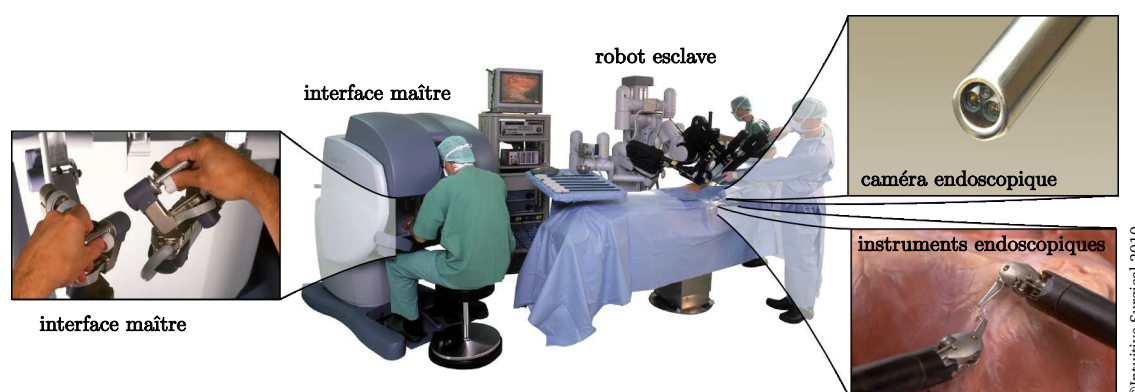


FIGURE 1.12 – Système de chirurgie robotisée da Vinci.

ments — la respiration, par exemple, peut induire un mouvement cyclique de la zone cible — qui doivent être suivis tout en réalisant l'opération. Cette tâche de suivi peut être assurée automatiquement, l'organe apparaissant alors virtuellement immobile aux yeux du chirurgien qui peut ainsi se concentrer pleinement sur le geste à réaliser. Cette dernière problématique a donné lieu à différents travaux dans le domaine de la robotique [Riviere06].

1.5.1 Suivi du mouvement cardiaque

Dans le cas particulier du mouvement cardiaque, la problématique s'apparente à celle d'autres mouvements physiologiques tels que la respiration [Ginhoux05, Ott09]. Cependant certains éléments rendent la compensation plus complexe. Premièrement, la fréquence du rythme cardiaque ainsi que les accélérations mises en jeu sont bien plus élevées, nécessitant des dynamiques élevées de la part du système. De plus, contrairement à la respiration qui peut être cadencée de manière précise grâce au respirateur artificiel, le rythme cardiaque est sujet à des variations de fréquence. Enfin, des arythmies pouvant survenir, le système de compensation doit, au mieux, pouvoir les prendre en compte ou, au pire, ne pas être déstabilisé par elles. Dans ce cadre, différentes solutions ont été envisagées.

Une première solution proposée dans [Trejos99] consiste à réaliser une plateforme robotique assurant le suivi du cœur en temps réel. Les mains du chirurgien sont alors attachées à cette plateforme lui permettant de se concentrer sur le geste chirurgical sans avoir à garantir manuellement le suivi. Les résultats ont montré une amélioration de la précision du geste, cependant cette approche n'est que difficilement extensible au contexte de la chirurgie mini-invasive.

La solution proposée par PATRONIK *et al.* [Patronik05] consiste à intervenir sur le cœur par l'intermédiaire d'un robot mobile spécialement conçu pour être inséré par un trocart et capable de s'attacher et de se déplacer sur l'épicaarde. Il suit alors naturellement les mouvements cardiaques. Toutefois, bien que ce dispositif permette des administrations médicamenteuses localisées, il n'est pas capable de réaliser des tâches complexes et ne peut donc pas pour l'instant être exploité en chirurgie.

L'approche ayant suscité le plus de développements reste celle du suivi du mouvement cardiaque dans le cadre d'un schéma de télémanipulation, de manière comparable à ce qui a pu être fait pour d'autres mouvements physiologiques. On peut à ce titre citer les travaux de Y. Nakamura, T. Ortmaier et R. Ginhoux [Nakamura01, Ortmaier05, Ginhoux05] qui ont prouvé l'efficacité de cette approche malgré les difficultés particulières à l'application cardiaque. Cependant, on peut mettre en valeur certains inconvénients. Ce principe est réservé à la chirurgie robotisée et ne peut pas être appliqué pour une réalisation manuelle du geste, pratique qui reste encore la plus courante. De plus, les robots utilisés doivent être suffisamment puissants pour développer les accélérations importantes nécessaires au suivi, induisant un problème critique de sûreté en cas de dysfonctionnement du système de commande.

1.5.2 Stabilisation cardiaque active

Afin de résoudre le problème des mouvements résiduels des stabilisateurs cardiaques, Bachta *et al.* [Bachta08b] ont proposé une solution alternative : la stabilisation active. L'objectif est de découpler le problème du mouvement cardiaque de la réalisation de la tâche chirurgicale afin de le traiter séparément. On se concentre alors sur l'amélioration de la qualité de la stabilisation, en considérant que l'opération est réalisée soit manuellement, soit par l'intermédiaire d'un robot chirurgical conventionnel. Cette approche permet donc de s'affranchir de la méthode utilisée pour la réalisation de l'opération et autorise l'utilisation de robots chirurgicaux standards, résolvant ainsi les problèmes de sûreté évoqués plus haut. Le principe de stabilisation active, illustré dans la FIGURE 1.13, consiste à introduire un moyen d'actionnement dans le système de stabilisation, permettant ainsi d'appliquer des efforts sur le stabilisateur afin de compenser en temps-réel les déformations induites par les efforts cardiaques. Les déformations de la structure ne sont pas supprimées, mais déplacées de manière à ce que la zone d'intérêt du cœur soit immobile.

Un premier prototype de stabilisateur cardiaque actif, appelé CardioLock, a été développé par Bachta *et al.* [Bachta08b]. Il s'agit d'un stabilisateur intégrant du côté proxi-

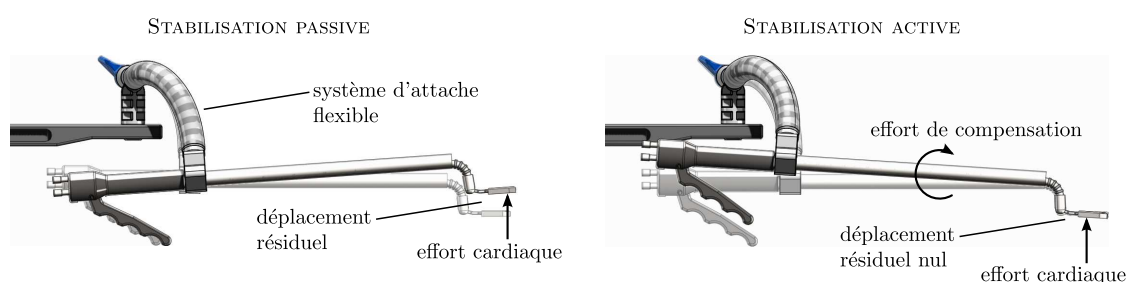


FIGURE 1.13 – Comparaison des principes de stabilisation passive et active

mal, au niveau de l'attache, un mécanisme compliant à un degré de liberté équipé d'un actionneur piézoélectrique. La commande de cette mobilité via l'actionneur permet de contrôler la position de l'extrémité distale du stabilisateur, et donc de la zone d'intervention. L'ensemble de ce dispositif est commandé grâce à un asservissement visuel, une caméra positionnée au niveau de la partie distale permettant l'estimation de la position courante.

Ce premier prototype de stabilisateur actif a permis de prouver l'efficacité de ce principe lors d'expérimentations sur simulateur, mais également *in vivo* sur sujet porcin. Les performances annoncées lors de ces dernières expériences sont une réduction de 0,4 à 0,1 mm de l'amplitude crête à crête du déplacement, et de 0,37 à 0,03 mm de sa valeur RMS.

Ce dispositif présente un certain nombre d'avantages. L'utilisation d'un mécanisme compliant élimine les jeux et les frottements, l'actionnement piézoélectrique autorise la génération d'efforts importants avec des temps de réponse très courts, et donc la génération d'accélération élevées, et ce avec des débattements faibles ce qui est une garantie de sûreté. Cependant l'actionnement déporté limite la bande passante du système. Par ailleurs, l'asservissement visuel nécessite la présence d'une caméra. Dans des conditions mini-invasives l'image de la caméra endoscopique peut être exploitée, mais celles utilisées à ce jour n'ont pas des taux de rafraîchissement suffisants pour assurer la commande. De plus se pose le problème de la gestion des occultations éventuelles et des mouvements de caméra. Enfin, l'actionnement est inclus dans l'instrument, ce qui implique à terme de devoir équiper d'actionneur chaque instrument nécessitant une fonction de compensation du mouvement cardiaque.

1.6 Objectifs et contributions de la thèse

Située dans le contexte décrit précédemment, cette thèse présente le développement d'un nouveau dispositif permettant la compensation des mouvements cardiaques dans le cadre de pontages coronariens à cœur battant. Il a vocation à être utilisé dans les contextes de la chirurgie à ciel ouvert ou mini-invasive, que le geste soit réalisé manuellement ou de manière robotisée. L'approche de la stabilisation active a été retenue. En effet, il s'agit d'une piste très peu développée à ce jour mais prometteuse de par sa simplicité, sa possibilité d'utilisation dans différentes conditions d'opération, son apport en termes de sûreté, et sa facilité de mise en œuvre à plus court terme dans les blocs opératoires grâce à des coûts plus faibles.

L'objectif de ces travaux a consisté à concevoir un système autonome assurant la fonction de compensation du mouvement cardiaque indépendamment de l'instrument à stabiliser, le dispositif pouvant être monté sur différents instruments. Dans ce but — et c'est ce qui constitue son originalité — ce travail a résidé dans l'association de technologies d'actionnement et d'instrumentation embarquées ne nécessitant pas de lien au sol ou de référence externe. En l'occurrence, il s'est agi de prouver qu'un dispositif utilisant l'effet gyroscopique comme moyen d'actionnement et se basant sur une mesure de l'accélération du système peut permettre la compensation des mouvements cardiaques. Par ailleurs, les conditions liées à l'utilisation en bloc opératoire et à l'interaction avec le vivant introduisant de nombreuses incertitudes, l'orientation vers une solution robuste a également été considérée comme un aspect important dans les choix effectués tout au long du développement.

Concrètement, les travaux réalisés ont consisté en la détermination du principe, la conception mécanique d'un prototype fonctionnel, le choix d'une loi de commande adaptée et la réalisation d'expériences de validation à la fois sur simulateur et en conditions réelles lors de tests réalisés en bloc opératoire.

Conception d'un stabilisateur exploitant l'effet gyroscopique

CONCEVOIR un dispositif exploitant l'effet gyroscopique capable de compenser les mouvements résiduels des stabilisateurs cardiaques est l'objet des travaux présentés ici. L'ensemble du processus de conception est détaillé, de la définition du principe à la réalisation d'un dispositif fonctionnel, le système GyroLock.

Le choix d'une architecture mécanique permettant d'assurer la compensation et son modèle associé sont présentés dans un premier temps. Est détaillée ensuite la démarche de conception, en particulier la méthode de dimensionnement et les choix technologiques effectués. Enfin le choix de l'instrumentation du dispositif est discuté, la décision d'utiliser un accéléromètre permettant de rendre le système entièrement indépendant de son environnement. Les difficultés inhérentes sont abordées, en particulier le problème de bruit de mesure lié aux vibrations mécaniques.

2.1 Actionnement gyroscopique

Inventés au XIX^e siècle, les gyroscopes sont des dispositifs mécaniques qui exploitent le principe physique de conservation du moment angulaire. Johann Bohnenberger fut l'initiateur d'une première version [Bohnenberger17], mais c'est Léon Foucault qui leur donna leur nom et en exploita plus largement le principe, notamment pour la mesure des mouvements terrestres [Foucault52]. Les gyroscopes sont composés d'un élément équilibré dynamiquement, généralement une roue, tournant autour d'un axe. Une fois en rotation le gyroscope résiste aux changements de son orientation, on parle alors de stabilité gyroscopique.

Un gyroscope peut être défini de la manière suivante [Brousse81]. Un solide S de centre d'inertie G est un gyroscope d'axe (G, \vec{k}) si et seulement si ces trois conditions sont réalisées :

- S est dynamiquement de révolution autour de l'axe (G, \vec{k}) , c'est-à-dire tel que son opérateur d'inertie en G présente une symétrie de révolution d'axe (G, \vec{k}) ;
- le moment des efforts extérieurs, exprimé en un point de l'axe et projeté selon \vec{k} est nul ;
- la vitesse de rotation axiale Ω est grande.

Comme le montre la FIGURE 2.1, la vitesse de rotation R du gyroscope peut être décomposée de la manière suivante :

$$\vec{R} = \vec{\Omega} + \vec{P}, \text{ avec } \vec{\Omega} \cdot \vec{P} = 0 \quad (2.1)$$

où $\vec{\Omega} = \Omega \vec{k}$ est la vitesse de rotation axiale et \vec{P} la vitesse de rotation transverse ou vitesse de précession. On peut alors exprimer le couple gyroscopique :

$$\vec{C} = J\Omega \frac{d\vec{k}}{dt} \quad (2.2)$$

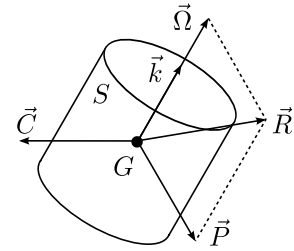


FIGURE 2.1 – Principe de la gyroscopie.

soit

$$\vec{C} = J\Omega \vec{R} \wedge \vec{k} = J\Omega \vec{P} \wedge \vec{k} \quad (2.3)$$

avec J le moment d'inertie du gyroscope par rapport à son axe de rotation (G, \vec{k}) . Les couples et vitesses de rotation suivant les deux axes normaux à l'axe de rotation du gyroscope sont donc liés. On peut également remarquer que la stabilité gyroscopique augmente avec la vitesse et l'inertie du gyroscope, le couple nécessaire pour dévier l'axe étant alors plus élevé.

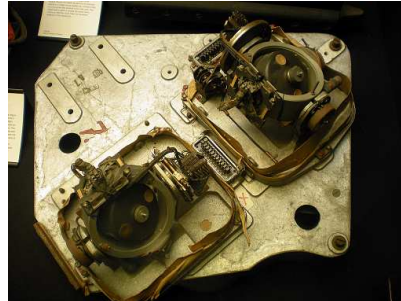
D'un point de vue technologique, la propriété de stabilité dans l'espace que présentent les gyroscopes a été largement exploitée, en particulier dans le domaine de l'instrumentation [Sorg70]. En effet, leur axe de rotation restant aligné suivant une direction donnée tant qu'aucun couple n'est appliqué, ils peuvent servir de référence d'orientation. Ainsi, ils ont été utilisés dès le début du XX^e siècle pour la création d'horizons artificiels dans l'aéronautique (FIGURE 2.2(a)). Dans ce cas, le gyroscope est monté sur deux étriers de manière à ne pas contraindre la direction de son axe de rotation. L'assiette de l'appareil peut alors être lue à partir des inclinaisons des deux étriers. Avec l'avènement de l'électronique le principe a pu être étendu pour la réalisation de capteurs d'attitude, ou gyromètres, intégrés dans les centrales inertielles, conjointement avec des accéléromètres (FIGURE 2.2(b)). Plus récemment et avec les progrès de la miniaturisation sont apparus des gyromètres construits à partir des technologies des MEMS¹, leur rotation

1. Micro ElectroMechanical Systems

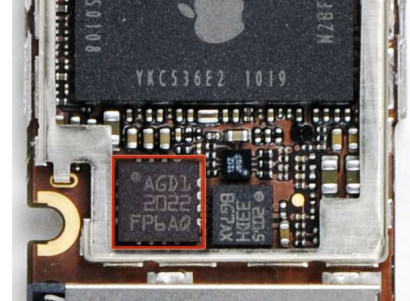
continue étant remplacée par des oscillations. Aujourd’hui, on retrouve ces types de capteurs dans de nombreux domaines d’application, dans les satellites, les GPS, jusqu’aux téléphones mobiles et les manettes de consoles de jeu (FIGURE 2.2(c)).



(a) Horizon artificiel mécanique.



(b) Centrale inertielle avec gyroscope équipant les fusées V-2 (1944).



(c) Gyromètre 3 axes d’un iPhone 4.

FIGURE 2.2 – Exemples d’application des gyroscopes en instrumentation.

La stabilisation est un autre champ d’application des gyroscopes, moins connu mais également développé dès le début du XX^e siècle. L’objectif dans ce cas est d’empêcher, ou du moins réduire, les mouvements cycliques de rotation d’un objet, généralement un véhicule, soumis à des couples extérieurs selon un ou plusieurs axes. Dans le cas le plus simple, le principe consiste à monter le gyroscope en rotation libre sur un seul étrier n’autorisant ainsi l’inclinaison par rapport au véhicule que suivant une direction libre \vec{x}_l , l’autre direction \vec{x}_c étant contrainte. Cette restriction est assurée par un étrier simple liant le gyroscope à l’environnement par l’intermédiaire de deux liaisons de type pivot (FIGURE 2.3). Les couples externes s’appliquant au véhicule ne peuvent donc être transmis au gyroscope que selon la direction contrainte \vec{x}_c , ce qui permet de poser :

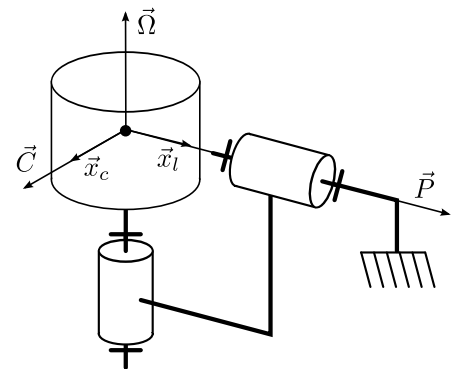


FIGURE 2.3 – Stabilisation gyroscopique.

$$\vec{C} = C\vec{x}_c. \quad (2.4)$$

Par conséquent les mouvement ne s’effectueront que suivant la direction libre \vec{x}_l :

$$\vec{P} = P\vec{x}_l \quad (2.5)$$

et donc

$$\vec{P} \cdot \vec{x}_c = 0. \quad (2.6)$$

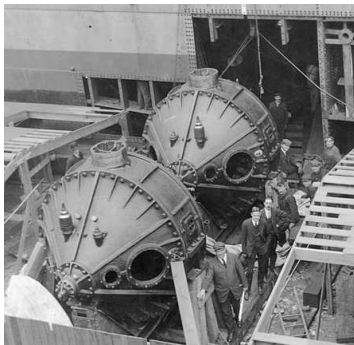
Les mouvements du véhicules soumis aux couples extérieurs seront donc naturellement supprimés selon \vec{x}_c , le gyroscope étant animé d'un mouvement de précession suivant son axe libre \vec{x}_l . Cette précession engendre une déviation de l'axe du gyroscope et donc par conséquent une déviation de la direction du couple gyroscopique. Ainsi, et cela est vrai pour tout système de compensation gyroscopique, ce principe de compensation n'est valable que dans le voisinage d'une configuration de référence et pour la compensation de couples alternatifs, la compensation d'un couple constant étant impossible à assurer avec ce type de dispositif. Parmi les applications, on peut citer les systèmes de compensation de roulis embarqués sur les bâtiments maritimes [Schlick04] ou les stabilisateurs de prise de vue [Kenyon57, Yabuno08], plusieurs systèmes similaires pouvant être mis en place afin de compenser les mouvements selon plusieurs axes comme illustré dans la FIGURE 2.4(a). Le principe a l'avantage d'être entièrement mécanique et de ne nécessiter aucun système de commande. Cependant la compensation ne peut en pratique pas être complète. En effet, l'inertie du système et les frottements créent des couples s'opposant à la libre précession du gyroscope et entraînent donc une précession résiduelle suivant l'axe que l'on cherche à stabiliser. Maximiser les performances de tels systèmes revient à maximiser le rapport

$$\frac{\Omega J}{J_l} \quad (2.7)$$

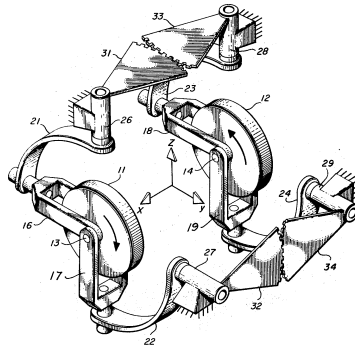
avec Ω la vitesse du gyroscope, J son moment d'inertie par rapport à son axe de rotation, et J_l le moment d'inertie du système par rapport à l'axe de précession libre. Cette maximisation se heurte aux limites technologiques de réalisation.

Ce principe peut être amélioré en termes de performances s'il est rendu actif [Thompson20]. Dans ce cas, la précession n'est plus libre mais imposée par un actionneur. Un tel système se comporte alors comme un générateur de couple suivant une direction normale à la fois à l'axe de rotation du gyroscope et à l'axe de précession. Dans le contexte de la stabilisation de mouvements, un dispositif de commande est alors nécessaire afin de générer en temps réel le couple gyroscopique requis pour la compensation des couples extérieurs. Ce type de dispositif se retrouve généralement sous le nom anglophone de *control moment gyro* ou CMG, mais le terme de gyrodyne peut également être utilisé [Llibre09]. C'est ce terme qui sera employé par la suite.

Le principal avantage de ce type d'actionnement vient de la nature inertielle des couples générés. En effet, le couple gyroscopique généré est transmis au bâti par l'intermédiaire de l'étrier sans lien avec l'environnement extérieur au système. Ainsi, il est possible



(a) Montage d'un système de compensation de roulis sur le USS Henderson (1917).



(b) Gyrodine double pour la génération de couple sans dérive [Curriston72].



(c) Plateforme Tetragyre de l'ONERA à 3 axes actionnés par 4 gyrodynes.

FIGURE 2.4 – Exemples de systèmes à actionnement gyroscopique.

d'actionner des systèmes évoluant dans des environnements ne présentant pas de point d'appui [Yi99]. Par ailleurs, l'association de plusieurs gyrodynes peut permettre de corriger localement les dérives des gyroscopes (FIGURE 2.4(b)), voire de générer un couple suivant une direction voulue (FIGURE 2.4(c)). Les compensateurs de roulis des navires ont ainsi pu être améliorés [Townsend07] mais c'est surtout pour les applications embarquées de plus petites dimensions que ce type de solution présente un grand intérêt, en particulier pour le contrôle d'attitude des engins spatiaux [Lappas02, Roser97]. En effet, comparés à l'autre type d'actionnement inertiel que sont les volants d'inertie, les gyrodynes présentent un grand avantage en terme de consommation énergétique. En effet, avec un gyroscope tournant à haute vitesse, les couples générés peuvent être très importants. Or, ce couple est transmis directement par le guidage de l'étrier et n'est ressenti par aucun actionneur. Le moteur de précession ne devra fournir que le couple nécessaire pour contrer l'inertie du système suivant l'axe de précession. Le dimensionnement ne nécessite alors qu'un moteur de puissance moindre, limitant les coûts en termes de poids et de consommation d'énergie [Llibre09].

Les applications des gyrodynes ne se limitent pas aux véhicules spatiaux. On peut trouver dans la littérature des applications en robotique sous-marine [Thornton07] — dans ce cas la problématique est similaire à celle des satellites — mais également pour la réalisation d'interfaces haptiques sans lien au sol [Yano03] ou la stabilisation de grandes structures [Higashiyama98, Moon05].

De manière générale, les gyrodynes sont conçues pour des applications de taille et de masse importantes, les efforts faits dans la réduction de leur taille étant relativement

récents [Salenc99, Defendini99]. En effet, étant donné que le couple gyroscopique généré dépend du moment d'inertie du gyroscope, concevoir des gyrodynes à hautes performances de grande taille est plus aisé. Pour les applications de taille plus réduite, une solution consiste à maximiser la vitesse de rotation du gyroscope. Ainsi, Busseuil *et al.* ont mis au point des gyrodynes tournant à 12 000 tr/min pour une masse de 20 kg [Busseuil98], ce qui constitue déjà une réduction de masse conséquente par rapport aux gyrodynes classiques.

Dans ce travail de thèse, l'objectif est d'exploiter le principe d'actionnement par gyrodyne pour la compensation des mouvements résiduels des stabilisateurs cardiaques. Étant données les dimensions de ces stabilisateurs, une part des contributions de ce travail a résidé dans la miniaturisation du principe de gyrodyne.

2.2 Choix d'architecture et modélisation

L'objectif est de définir l'architecture d'un système actionné par gyrodyne et permettant la compensation des mouvements résiduels d'un stabilisateur cardiaque passif. Pour cela, il s'agit tout d'abord de définir un modèle pour ce type de stabilisateur. Comme on a pu le voir dans le CHAPITRE 1, les stabilisateurs admettent deux mobilités en flexion, les déformations étant principalement concentrées au niveau du système d'attache. On choisira donc pour la suite le modèle décrit dans la FIG. 2.5. Les flexibilités sont alors modélisées au point O par une liaison cardan entre le bâti ① et le corps du stabilisateur ②, composée de deux liaisons de type pivot q_1 et q_2 et de la pièce de connexion ③. Ces deux liaisons admettent une raideur k et un coefficient d'amortissement f supposés identiques pour les deux flexibilités. Concernant le repère, on considèrera l'axe (P, \vec{y}) comme étant la normale à la surface du cœur au point de contact P avec le stabilisateur, soit dans le cas le plus classique la direction dorso-ventrale. L'axe (P, \vec{z}) quant à lui correspondra à l'axe de la tige du stabilisateur, et l'axe (P, \vec{x}) à la troisième composante du repère. Le plan (\vec{x}, \vec{z}) correspondra donc dans la plupart des cas à un plan parallèle au plan frontal.

Comme il a été vu précédemment (cf. § 1.4 p. 15), les efforts cardiaques et par conséquent les mouvements résiduels du stabilisateurs sont prépondérants selon la direction normale à la surface du cœur au point de contact, soit selon l'axe (P, \vec{y}) . Le choix a donc été fait de concevoir une architecture du système permettant la compensation des mouvements suivant cette direction seulement, en considérant que le principe pourrait être ensuite étendu pour une compensation selon deux directions.

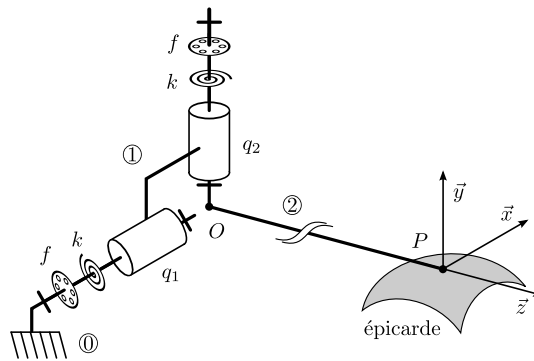


FIGURE 2.5 – Modèle d'un stabilisateur cardiaque passif incluant les flexibilités du système d'attache.

Étant donné que l'on cherche à compenser les déplacements selon \vec{y} , le couple de compensation doit être généré selon la direction \vec{x} . Pour cela, et comme vu dans l'équation (2.3), l'axe de rotation du gyroscope et celui de la précession doivent tous deux appartenir au plan (\vec{y}, \vec{z}) , comme le montre la FIGURE 2.6. Ainsi il existe une infinité de solutions d'architecture permettant de générer le couple de compensation, ces solutions correspondant aux différentes valeurs de θ . Cependant parmi toutes ces configurations l'architecture retenue a été celle illustrée dans la FIG. 2.7, soit $\theta = 0$. Ce choix est justifié car il s'agit de la seule configuration permettant de s'affranchir des effets gyroscopiques inverses indésirables. En effet dans toute autre configuration,

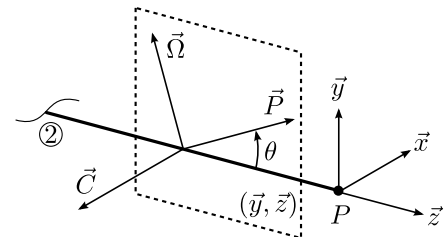


FIGURE 2.6 – Choix de l'architecture.

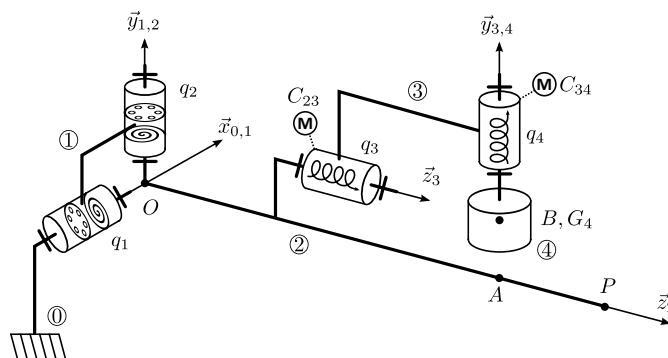


FIGURE 2.7 – Architecture du système comprenant le stabilisateur passif et le gyrodyne de compensation dans sa configuration nominale.

les mouvements résiduels selon \bar{y} ou \bar{x} engendrent une précession et donc un couple gyroscopique selon un axe normal. Il y a alors risque de couplage — les déplacements selon \bar{y} entraînent des déplacements selon \bar{x} et vice-versa — pouvant mener à l'entretien mutuel des déplacements résiduels voire à leur amplification. Avec l'architecture choisie, les mouvements selon \bar{x} n'entraînent qu'une variation de la vitesse de rotation du gyroscope \dot{q}_4 négligeable comparée à sa vitesse moyenne, quant aux déplacements résiduels selon \bar{y} ils génèrent un couple selon l'axe de précession qui peut être repris par l'actionneur.

Le modèle du système (FIG. 2.7) est donc constitué du stabilisateur passif ② comportant des flexibilités (q_1 et q_2) sur lequel est attaché en A le gyrodyne de compensation qui est composé d'un étrier ③ actionné en rotation autour de q_3 et du gyroscope ④ tournant grâce à un second actionneur autour de q_4 à une vitesse constante élevée $\dot{q}_4 = \Omega$. Les angles q_1 et q_2 sont supposés petits car inférieurs au dixième de degré pour un stabilisateur standard. La masse de l'étrier ainsi que les moments d'inertie du gyroscope autres que celui par rapport à son axe de rotation sont négligés ainsi que les effets de la gravité. On introduit les paramètres suivants pour la définition du modèle. On notera $L = OP$ la longueur totale du stabilisateur où P correspond à son extrémité distale soumise aux forces F_x et F_y les projections de l'effort cardiaque dans le repère de base. J_2 est son moment d'inertie par rapport aux axes des liaisons q_1 et q_2 . $l_A = OA$ et $l_B = AB$ définissent la position du gyrodyne. La masse du gyroscope est m_4 et son moment d'inertie par rapport à son axe de rotation est B_4 . C_{23} et C_{34} représentent respectivement les couples appliqués par les actionneurs aux liaisons q_3 et q_4 . Les équations de Lagrange² tenant compte des hypothèses précédentes et linéarisées autour de la position $(q_1, q_2) = (0, 0)$ sont les suivantes pour les deux paramètres de mobilité :

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_1} : [J_2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2) + B_4 s_3^2] \ddot{q}_1 - B_4 c_3 s_3 \ddot{q}_2 + 2B_4 c_3 s_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ + B_4 (s_3^2 - c_3^2) \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 c_3 \dot{q}_3 \Omega = -F_y L - kq_1 - f\dot{q}_1, \end{aligned} \quad (2.8)$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_2} : -B_4 c_3 s_3 \ddot{q}_1 + (J_2 + m_4 l_A^2 + B_4 c_3^2) \ddot{q}_2 + B_4 (s_3^2 - c_3^2) \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ - 2B_4 c_3 s_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 s_3 \dot{q}_3 \Omega = F_x L - kq_2 - f\dot{q}_2. \end{aligned} \quad (2.9)$$

Compte tenu des ordres de grandeurs, certains effets inertiels sont numériquement négligeables comparés aux autres². En multipliant (2.8) et (2.9) par L et en considérant les déplacements distaux $x = Lq_2$ et $y = Lq_1$ plutôt que les angles q_1 et q_2 , les équations peuvent être écrites de la manière suivante :

2. La détermination des équations de Lagrange du système et leur simplification compte tenu des hypothèses sont détaillées dans l'ANNEXE A.

$$\mathcal{L}_{q_1} : J_x \ddot{y} + f \dot{y} + ky = L \cos(q_3) C_G - L^2 F_y, \quad (2.10)$$

$$\mathcal{L}_{q_2} : J_y \ddot{x} + f \dot{x} + kx = L \sin(q_3) C_G + L^2 F_x, \quad (2.11)$$

$$C_G = B_4 \dot{q}_3 \Omega. \quad (2.12)$$

où J_x et J_y sont les moments d'inertie de l'ensemble du système par rapport à (O, \vec{x}_0) et (O, \vec{y}_0) respectivement, x et y la position de P respectivement selon \vec{x} et \vec{y} , et C_G est le couple gyroscopique généré par le gyrodyne. Les équations (2.10) et (2.11) correspondent donc aux équations dynamiques d'un stabilisateur passif supportant la masse du gyroscope m_4 en A et soumis au couple C_G , confirmant l'absence de couplage gyroscopique entre les deux axes. Par ailleurs, on peut constater dans l'équation (2.10) que le déplacement y peut être annulé en régime permanent si

$$C_G \cos q_3 = L F_y. \quad (2.13)$$

Le couple nécessaire à la compensation des déplacements ne dépend donc pas de la position du gyrodyne le long du stabilisateur. Cette caractéristique est avantageuse du point de vue de l'application car éloigner le gyrodyne de l'extrémité distale, donc de la zone d'intervention, n'affecte pas ses performances. Déporter ainsi l'actionnement, et ainsi rapprocher le gyrodyne de la zone du stabilisateur comportant les flexibilités permet par ailleurs de réduire le moment d'inertie de l'ensemble du dispositif. Cela constitue un avantage, la bande passante du système étant alors augmentée. On peut également remarquer que le couple de compensation ne dépend pas non plus des paramètres du modèle du stabilisateur, hormis sa longueur totale. Par ailleurs, étant donné que le moment d'inertie et la vitesse de rotation du gyroscope sont constants, le couple gyroscopique est proportionnel à la vitesse de rotation \dot{q}_3 de l'étrier. On peut donc commander directement le couple généré en commandant cette vitesse. Toutefois, la direction du couple gyroscopique généré dépend de la position courante q_3 de l'étrier. Lors de la génération du couple, sa direction sera donc perpétuellement déviée. Il est donc impossible de compenser un effort constant car cela nécessiterait de générer un couple constant également. Par conséquent, imposer une position au point P selon \vec{y} n'est pas réalisable avec un gyrodyne, mais il est possible de la stabiliser autour d'une position d'équilibre. Par ailleurs, cette déviation du couple gyroscopique entraîne la génération d'une composante selon \vec{y} , et donc un effet sur les déplacements de l'extrémité du stabilisateur selon \vec{x} , potentiellement indésirable. Afin de limiter ce problème, le débattement de l'étrier doit être limité pour que le gyrodyne reste dans une configuration proche de sa configuration nominale, dans laquelle le couple est généré exclusivement selon \vec{x} . Cette question de la dérive du gyroscope est une problématique indissociable du moyen

d'actionnement que constituent les gyrodynes. Elle doit donc être systématiquement prise en compte dans leur conception et dans l'élaboration de leur commande.

2.3 Conception mécanique

Une part importante de ces travaux de thèse a résidé dans la conception et la mise au point d'un prototype de module de compensation basé sur le principe de gyrodyne, baptisé GyroLock.

2.3.1 Démarche de dimensionnement

La caractérisation des efforts cardiaques (cf. § 1.4 p. 15) définit directement les performances attendues du système et constitue par conséquent le point de départ de son dimensionnement. Par ailleurs, comme il a été précisé précédemment, certaines considérations du domaine de la commande doivent être prises en compte dès les premières étapes de la conception mécanique.

Étant donné le caractère harmonique des efforts cardiaques, on considère une forme d'effort sinusoïdale de perturbation s'appliquant sur le système

$$F_y(t) = \frac{A_c}{2} \cos(2\pi f_c t) \quad (2.14)$$

où A_c est l'amplitude crête à crête de l'effort cardiaque et f_c sa fréquence en Hz. En se basant sur l'équation (2.13), on peut exprimer l'angle q_3 d'inclinaison de l'étrier en fonction des paramètres du système et de la perturbation :

$$q_3(t) = \arcsin\left(\frac{LA_c \sin(2\pi f_c t)}{4\pi B_4 \Omega f_c}\right). \quad (2.15)$$

Par ailleurs, la déviation du couple gyroscopique doit être limitée afin de minimiser la génération de couples perturbateurs. On impose donc la contrainte suivante :

$$q_3(t) \in [-q_{3max} ; q_{3max}]. \quad (2.16)$$

Les seuls paramètres de dimensionnement sont donc le moment d'inertie du gyroscope B_4 et sa vitesse de rotation Ω . On peut également voir que plus la fréquence f_c de la perturbation est basse, plus l'angle maximal requis pour la compensation est élevé. La compensation des basses fréquences est donc plus exigeante en termes de performances requises de la part du système, les composantes continues étant impossibles à compenser, comme expliqué plus haut. Il s'agit donc pour la conception de définir une borne

inférieure pour la fréquence de la perturbation, au-dessous de laquelle la compensation de mouvement ne sera pas effectuée. Dans le cas de la chirurgie cardiaque, les mouvements réellement problématiques sont ceux dus aux battements cardiaques. En effet, les mouvements respiratoires peuvent être appréhendés par le chirurgien comme cela se fait dans de nombreux domaines chirurgicaux, et on a vu que le suivi de tels déplacements est également possible avec les robots chirurgicaux conventionnels. C'est pourquoi, dans cette démarche de conception, le choix a été fait de ne compenser que les composantes cardiaques des mouvements résiduels, soit des fréquences de 1 Hz ou plus.

Compte tenu de ces choix, le produit $B_4\Omega$ est défini. L'objectif de conception secondaire étant de minimiser la masse et la taille du gyrodyne, on cherchera donc à maximiser la vitesse. Concernant le moment d'inertie, le choix d'un matériau dense permettra de réduire une fois de plus les dimensions du dispositif.

2.3.2 Modélisation numérique, simulation et choix technologiques

En suivant la démarche de dimensionnement précédemment décrite, un premier prototype a été conçu. Une vue d'ensemble du modèle de conception est présentée dans la FIGURE B.6. La modélisation mécanique a été obtenue grâce à un modèle paramétrique 3D intégrant des squelettes. Cette approche de conception descendante a permis la propagation à l'ensemble du modèle des modifications des paramètres et, de ce fait, facilité les itérations successives de raffinement du modèle de conception.

Concernant le choix des matériaux, l'ensemble des pièces a été réalisé en aluminium afin de minimiser la masse du système, à l'exception du gyroscope construit en acier dans le but de maximiser son moment d'inertie tout en minimisant son encombrement. Dans la démarche de conception présentée précédemment, les points d'entrée sont la vitesse du gyroscope et le débattement maximal admissible de l'étrier. Cette vitesse a donc été maximisée avec des performances atteignant les 50 000 tr/min et les limites en amplitude de la rotation de l'étrier ont quant à elles été fixées à $\pm 40^\circ$, afin de conserver un couple gyroscopique principalement selon la direction voulue. Compte tenu de ces paramètres et du moment d'inertie du gyroscope, le système conçu est apte à compenser des efforts d'une amplitude de 4,5 N à une fréquence de 1 Hz. Il s'agit du cas le plus contraignant, cette fréquence étant la plus basse considérée, le système présentant des capacités supérieures pour des fréquences plus élevées. À titre d'exemple, l'amplitude de l'effort pouvant être compensé à 1,5 Hz est de 6,5 N. Compte tenu des efforts cardiaques réels identifiés plus haut, ces capacités sont donc suffisantes pour en assurer la compensation.

D'après l'équation (2.13), le couple gyroscopique de compensation est directement lié à l'effort que l'on cherche à compenser. La longueur des stabilisateurs passifs conventionnels étant de l'ordre de 300 mm, un couple de l'ordre de 2 Nm sera nécessaire pour générer un effort de compensation de 6,5 N. Les pièces conçues doivent donc être aptes à supporter et transmettre un tel couple.

Le gyroscope et l'étrier ont donc été soumis à des analyses statiques par éléments finis afin de vérifier leur résistance. Lors des analyses présentées par la suite un maillage par grands éléments de type P a été utilisé. Ce principe se base sur des éléments finis de grande taille raffinés automatiquement au cours du calcul dans les zones présentant les plus grandes variations de contrainte. Ce raffinement a toutefois été imposé manuellement pour les zones a priori sensibles, en particulier pour les variations brusques de section. Concernant le gyroscope, le cas de charge suivant a été simulé :

- la portée de l'axe du côté de l'accouplement avec le moteur est encastrée ;
- l'autre portée de l'axe est contrainte suivant toutes les directions exceptées la rotation et la translation selon l'axe du gyroscope ;
- un couple de 2 Nm équivalent au couple gyroscopique maximal est appliqué sur l'ensemble des surfaces composant le volant d'inertie ;
- une sollicitation de type force centrifuge correspondant à une vitesse de rotation de 50 000 tr/min est appliquée à l'ensemble du volume.

Les résultats de simulation présentés dans la FIGURE B.2 affichent un déplacement maximal inférieur à 5 μm pouvant être considéré comme négligeable. La contrainte quant à elle atteint un maximum de 128,3 MPa selon le critère de von Mises, ce qui comparé à la limite élastique de l'acier minimale de 240 MPa fournit un coefficient de sécurité suffisant de 1,87. Ce modèle mécanique du gyroscope a donc été validé.

Dans le cas de l'étrier le cas de charge était le suivant :

- la portée d'accouplement avec le moteur est entièrement contrainte ;
- la portée guidée par le roulement de l'étrier est contrainte sauf pour la rotation et la translation suivant l'axe de rotation de l'étrier ;
- le couple de 2 Nm représentatif du couple gyroscopique maximal est réparti sur les portées externes des roulements assurant le guidage du gyroscope.

Là aussi les résultats, présentés dans la FIGURE B.3, ont permis de valider le modèle. Le déplacement maximal, inférieur à 0,8 μm , est négligeable et la contrainte de von Mises maximale est de 23,34 MPa, ce qui, comparé à la limite élastique minimale de l'aluminium de 180 MPa, constitue un coefficient de sécurité de 7,75.

Cependant l'analyse statique n'est pas suffisante pour garantir la résistance du système. En effet, la rotation à haute vitesse du gyroscope constitue une source d'excitation vi-

bratoire de l'ensemble de la structure, en l'occurrence avec une fréquence pouvant atteindre 833 Hz. Il s'agit donc de s'assurer que les différents composants et l'assemblage ne présentent pas de mode propre de vibration dans cet intervalle de fréquence. Là aussi des grands éléments de type P ont été utilisés. Le gyroscope a donc été soumis à une analyse modale avec recherche des premiers modes propres. Les simulations ont été réalisées en utilisant les mêmes restrictions géométriques que pour la simulation en charge statique, la seule sollicitation appliquée étant la force centrifuge. Les résultats sont illustrés dans la FIGURE B.4. On peut voir que le premier mode propre est situé à 700 Hz. Bien qu'il soit dans la plage des fréquences d'excitation potentielles, il n'est pas problématique. En effet, il s'agit du premier mode de torsion axiale, or, étant donné que le gyroscope tourne à vitesse constante, aucun couple de torsion ne s'applique sur lui, hormis le couple de mise en vitesse exercé par l'actionneur. Ce couple, comme il sera montré par la suite, reste faible étant données les performances du moteur. Par conséquent, le gyroscope ne sera susceptible d'être excité selon ce premier mode. Le premier mode propre en flexion, et donc potentiellement problématique, est le second, situé à 4800 Hz, soit bien au dessus des fréquences d'excitation. Aucun problème de résonance n'est donc susceptible de se produire au niveau du gyroscope avec le modèle choisi.

Toutefois il s'agit de vérifier que ce type de problème ne risque pas d'apparaître au niveau de l'étrier. Pour cela, l'ensemble constitué de l'étrier et du gyroscope a également été soumis à une analyse modale. Les conditions de restriction géométrique étaient dans ce cas les mêmes que pour l'analyse statique de l'étrier. La liaison entre le gyroscope et l'étrier a, quant à elle, été modélisée par des liaisons rigides entre les portées des deux pièces en contact avec les roulements. Les résultats obtenus sont ceux de la FIGURE B.5. Le premier mode propre trouvé pour l'assemblage correspond au premier mode du gyroscope évoqué précédemment, et ne pose donc pas de problème pour les mêmes raisons. Le second mode vibratoire correspond quant à lui à la torsion de l'étrier selon son axe de rotation, et ce pour une fréquence de 2000 Hz, soit là aussi nettement en dehors des fréquences d'excitation potentielles. En conclusion, aucun problème de résonance n'est susceptible d'affecter le système, ce qui permet de valider la géométrie des différentes pièces.

Un autre aspect à prendre en compte est le niveau de précision requis pour les différents éléments, en particulier le gyroscope. En effet, sa rotation à haute vitesse est une source potentielle de vibrations, en particulier en cas de balourd dû à des imperfections de réalisation. Il est donc important de savoir dans quelle mesure ces excitations perturbatrices dépendent de ces imperfections afin de déterminer les tolérances de fabrication acceptables. Pour cela le modèle de conception a été testé en simulation grâce au module de

simulation de mécanique des solides rigides ProEngineer Mechanism. Deux types de défauts potentiels ont été identifiés, comme l'illustre la FIGURE 2.9 : l'excentricité Δe entre l'axe de rotation du gyroscope et l'axe de révolution du disque d'inertie qui le compose, et le défaut de parallélisme $\Delta\alpha$ entre ces deux mêmes axes. Un modèle paramétrique du gyroscope a donc été mis en place, intégrant ces deux paramètres d'incertitude. Ce modèle présentant indépendamment un défaut ou l'autre a alors été testé lors de simulations dynamiques. Les accélérations de l'extrémité du stabilisateur ont alors été calculées, l'étrier étant dans sa configuration de référence. Les résultats d'accélération maximale obtenus pour $\Delta e \in [0, 10] \mu\text{m}$ et $\Delta\alpha \in [0, 001 1]$ sont présentés dans la FIGURE 2.9. Ces résultats permettent d'établir un modèle linéaire de la relation, avec un coefficient de corrélation de plus de 99,99%. On considèrera donc par la suite les relations suivantes :

$$\ddot{x}_{max} = c_1 \Omega \Delta e \quad (2.17)$$

$$\ddot{y}_{max} = c_2 \Omega \Delta\alpha \quad (2.18)$$

où $c_1 = 2483$ et $c_2 = 2,189$ sont des constantes. Avec une vitesse du gyroscope de $\Omega = 50\,000 \text{ tr/min}$, on aura donc $\ddot{x}_{max} = 13 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ pour $\Delta e = 1 \mu\text{m}$, et $\ddot{y}_{max} = 20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ pour $\Delta\alpha = 0,1^\circ$. Par conséquent, malgré des défauts géométriques du gyroscope faibles, l'ordre de grandeur des accélérations générées est comparable à celui des accélérations dues aux efforts cardiaques. Ce point constitue une difficulté importante rencontrée durant ce travail de thèse, comme il sera détaillé par la suite. Minimiser ces défauts géométriques a donc été un objectif clé dans la conception de ce dispositif.

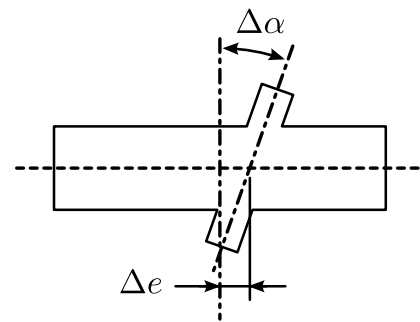


FIGURE 2.8 – Imperfections géométriques du gyroscope : défaut d'excentricité Δe et de parallélisme $\Delta\alpha$.

Le gyroscope et son guidage en rotation devait donc être conçu avec des tolérances faibles, tout en permettant une rotation à haute vitesse et la transmission de couples importants. Le gyroscope a donc été fabriqué en un minimum de phases d'usinage afin de minimiser les erreurs en évitant de multiplier les imprécisions de la machine-outil. Compte tenu des précisions de la machine utilisée les erreurs potentielles concernant l'excentricité et la perpendicularité ont été évaluées à $5 \mu\text{m}$ et $0,02^\circ$. Cela correspond potentiellement à des accélérations induites de 65 et $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ respectivement. La conception du guidage entre le gyroscope et l'étrier a quant à elle fait l'objet d'un soin particulier. La FIGURE B.6 montre les détails des éléments de guidage. Deux roulements à billes à contact oblique, de haute précision et admettant des efforts radiaux impor-

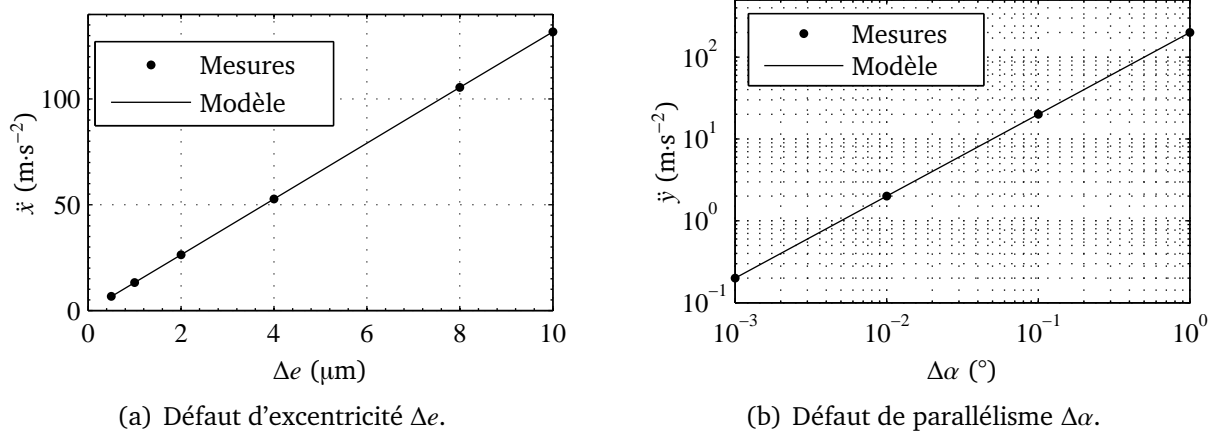


FIGURE 2.9 – Influence des défauts du gyroscope sur les accélérations générées.

tants (Barden CR2BSSY44C0X V-28 GJ-231) ont été choisis. L'étrier étant composé de deux pièces distinctes, leur alignement a été garanti par l'insertion de pions de centrage. Concernant les portées extérieures des roulements, elle ont été réalisées en une seule phase, par usinage de l'assemblage, sur une machine précise au μm , pour garantir l'alignement des deux côtés. Afin de répondre aux spécifications des roulements, un ressort de précontrainte a été inséré, garantissant la charge axiale minimale nécessaire à un fonctionnement optimal.

Concernant le choix des actionneurs, l'objectif était de limiter leur poids et leur encombrement. La vitesse du gyroscope devant être maximisée, le choix s'est porté sur un moteur brushless Maxon EC10 affichant des performances de vitesse pouvant atteindre 80 000 tr/min à vide. Le couple développé devait quant à lui pouvoir vaincre les frottements et permettre une mise en vitesse du gyroscope dans un temps raisonnable. En pratique, une vitesse maximale 55 000 tr/min peut être atteinte en l'espace de 100 s. Afin de compenser les défauts d'alignement, la transmission entre le moteur rapide et le gyroscope a été assurée par un ressort, monté en force de part et d'autre. Pour des questions de sûreté de fonctionnement, l'ensemble des éléments tournants ont été encapsulés dans un boîtier en aluminium solidaire de l'étrier.

Pour l'actionnement de l'étrier, le choix s'est porté sur un moteur intégrant un réducteur sans jeu Harmonic Drive RSF-5A présentant également de bonnes performances en termes de temps de réponse. Le couple a été le critère de sélection majeur. En effet, le couple exercé par l'actionneur est le suivant :

$$C_{23} = A_4 \ddot{q}_3 + \frac{B_4 \Omega}{L} (\cos q_3 \dot{y} + \sin q_3 \dot{x}) \quad (2.19)$$

soit lorsque l'étrier est proche de sa configuration nominale :

$$C_{23} = A_4 \ddot{q}_3 + \frac{B_4 \Omega}{L} \dot{y}. \quad (2.20)$$

Ce couple est donc composé, d'une part, du couple nécessaire à la mise en vitesse de l'axe de précession pour la compensation $A_4 \ddot{q}_3$ et, d'autre part, du couple gyroscopique inverse dû au déplacement du stabilisateur $\frac{B_4 \Omega}{L} \dot{y}$. À partir des mesures d'effort cardiaque et de l'expression du couple nécessaire à la compensation (2.13), on peut déterminer le couple devant être fourni par l'actionneur pour la compensation. Le couple gyroscopique inverse peut, quant à lui être estimé à partir des mesures de déplacement. Ces deux couples se sont avérés être du même ordre de grandeur et inférieurs à 5 Nmm.

2.4 Instrumentation

Concernant l'instrumentation du système, plusieurs solutions étaient envisageables au niveau du choix du capteur : capteur de force, de position, de vitesse, d'accélération, caméra. Dans les différents travaux concernant la compensation des mouvements cardiaques, et plus largement des mouvements physiologiques, la solution retenue est une mesure de position, éventuellement par vision, ou une mesure d'effort. Cependant dans notre cas l'objectif, grâce à l'actionnement par gyrodyne, est de concevoir un système assurant la compensation indépendamment de l'instrument à stabiliser, et sans lien au sol, le dispositif conçu prenant la forme d'un module autonome pouvant s'adapter sur l'instrument en question. Les solutions impliquant des capteurs de position, de vitesse et des caméras ont été écartées, une référence externe étant dans ces cas là nécessaire. Les capteurs d'effort n'ont pas non plus été retenus. En effet, il est dans ce cas nécessaire de rompre la chaîne de transmission des efforts assurée par l'instrument afin d'intégrer le capteur. Cela nécessite par conséquent d'effectuer des modifications de l'instrument, ce qui ne permet pas l'indépendance et le caractère générique attendu du dispositif de compensation.

Le choix s'est donc porté sur l'utilisation d'un accéléromètre. En effet grâce à son principe de mesure proprioceptif, basé sur des effets inertiels, ce type de capteur peut être entièrement embarqué. De plus, des capteurs de petites dimensions issus des technologies MEMS sont disponibles à faible coût, facilitant ainsi leur intégration au système. En revanche, cette solution ne fournit pas directement les grandeurs nécessaires à la compensation, et n'est donc pas la plus aisée à exploiter du point de vue de la commande, comme il sera montré par la suite. Le capteur qui a été choisi pour le système GyroLock est un accéléromètre trois axes Freescale MMA7260QT de dimensions $25 \times 25 \times 3$ mm monté directement sur le système mécanique. Bien que ce capteur soit déjà compact,

les éléments les plus encombrants n'assurent que la connectique et le conditionnement. Le capteur en lui-même ayant des dimensions de $6 \times 6 \times 2$ mm le dispositif de mesure pourrait aisément être miniaturisé davantage.

2.4.1 Mesure d'accélération et problème de bruit

Malgré le haut niveau de précision de la réalisation du gyroscope et de son guidage, sa rotation génère des vibrations de l'ensemble de la structure mécanique. L'exposition du capteur d'accélération à ces vibrations entraîne un niveau de bruit prohibitif sur la mesure. Afin de réduire cet effet, un filtre anti repliement de spectre a été intégré, en plus des filtres passe-bas déjà présents en sortie du capteur. Il s'agit d'un filtre analogique de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure à 150 Hz. L'amélioration obtenue n'a cependant pas été suffisante pour obtenir un signal exploitable pour la commande.

Expérimentalement, le bruit de mesure a été identifié comme dépendant de la vitesse de rotation du gyroscope. Afin de caractériser plus précisément cette dépendance, une acquisition du bruit de mesure a été réalisée pour une vitesse Ω variable. Le signal de l'accéléromètre et la vitesse du gyroscope ont été enregistrés simultanément, selon un profil d'accélération puis de décélération du gyroscope à couple constant. Les mesures ont été faites sur une durée de 200 s avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Les mesures du bruit d'accélération en fonction de la vitesse du gyroscope sont présentées dans la FIGURE 2.10. On peut d'ores et déjà noter que l'amplitude du bruit atteint les $40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ — on peut noter que cette valeur correspond à l'amplitude potentielle des vibrations compte tenu des tolérances de fabrication — alors que le signal utile lors de l'excitation cardiaque est de l'ordre de $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Par ailleurs, ces mesures confirment que l'amplitude du bruit dépend de la vitesse du gyroscope. En particulier, pour les vitesses autour de 24 000, 35 000 et 48 000 tr/min l'amplitude du bruit est nettement

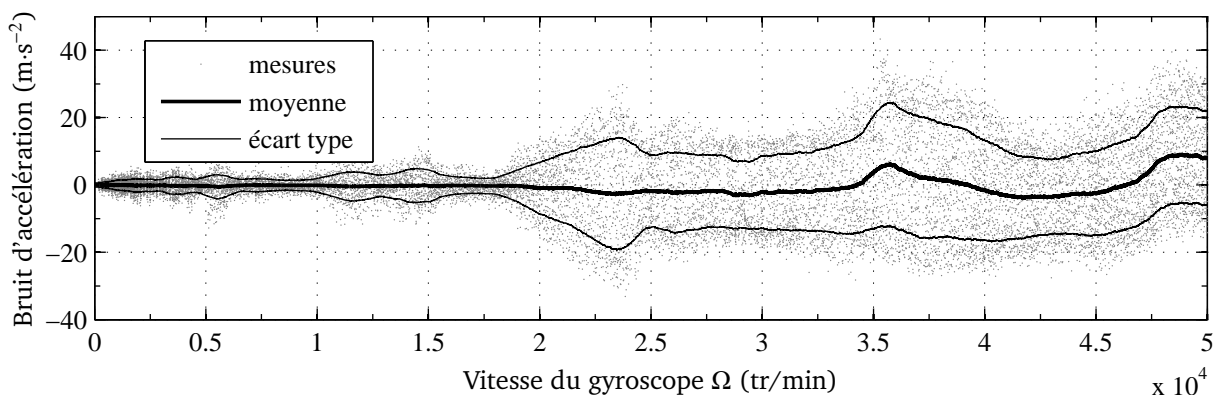


FIGURE 2.10 – Bruit sur la mesure d'accélération dû aux vibrations.

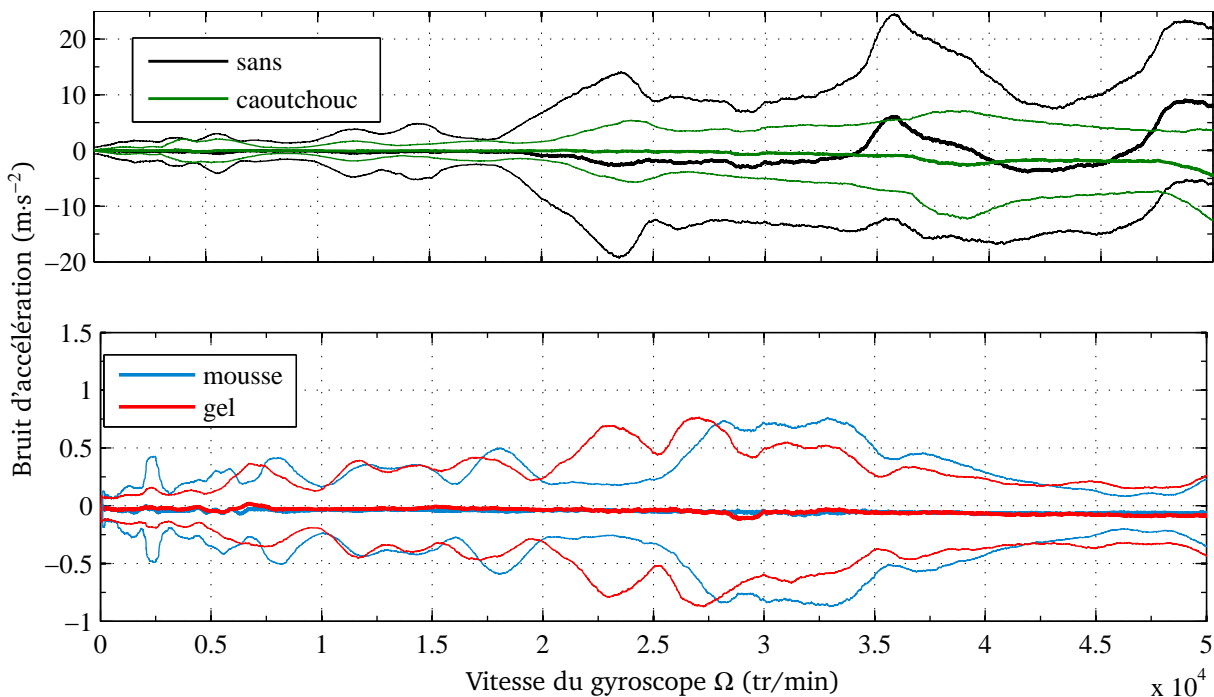


FIGURE 2.11 – Comparaison du bruit de mesure en fonction de l'amortisseur.

plus importante. Il s'agit donc, lors de l'utilisation du système, de choisir une vitesse de fonctionnement en conséquence, en dehors de ces intervalles critiques. Un dernier élément qui doit être souligné concerne la moyenne du signal. On observe au delà de 20 000 tr/min une dérive de cette moyenne alors qu'elle devrait théoriquement être nulle, faussant ainsi la valeur de mesure. Cette erreur peut être imputée à une saturation du capteur, le signal dans ce cas étant inexploitable.

Toujours dans le but d'améliorer la qualité du signal, il a été décidé de filtrer le bruit mécaniquement, en montant le capteur sur un support constitué d'un matériau présentant de bonnes propriétés d'absorption des vibrations et remplissant ainsi le rôle d'amortisseur. En l'occurrence, plusieurs matériaux ont été sélectionnés comme candidats pour remplir ce rôle : un caoutchouc, une mousse synthétique et un gel à base de métacrylate. Le test précédent a alors été réitéré en utilisant chacun de ces matériaux comme amortisseur. Les résultats obtenus sont présentés dans la FIGURE 2.11. Bien que l'amortisseur en caoutchouc n'améliore que peu la qualité du signal, les amortisseurs en mousse et en gel présentent quant à eux des performances de filtrages importantes, avec une amplitude du bruit résiduel ne dépassant pas les $0.8\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$, soit une réduction de plus de 95% du niveau de bruit. La valeur moyenne du signal reste dans ce cas nulle sur l'ensemble de l'intervalle de mesure. On peut toutefois remarquer que l'amortisseur à base de gel présente des performances légèrement meilleures dans les vitesses supérieures à

30 000 tr/min, soit le domaine qui nous intéresse. C'est donc l'amortisseur à base de gel de métacrylate qui a été retenu, et utilisé par la suite.

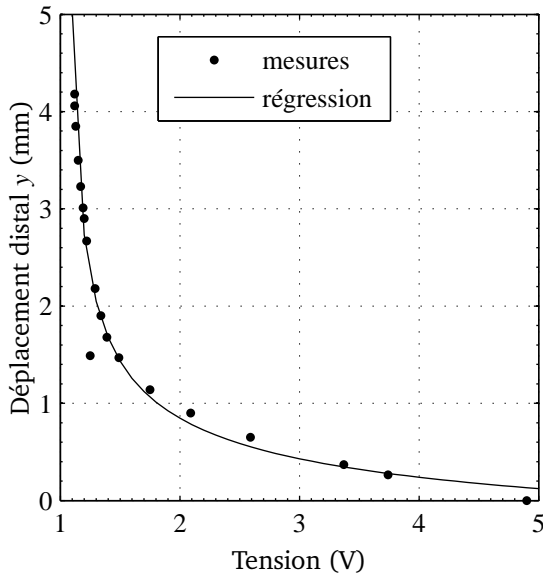
2.4.2 Mesure témoin

Un second capteur a également été intégré au système dans le but de fournir la mesure témoin nécessaire à l'évaluation des performances du dispositif. L'objectif dans ce contexte était de placer le capteur sur la partie proximale du système afin de ne pas introduire d'élément encombrant du côté distal. Pour assurer cette fonction, un capteur optique de proximité a été choisi (Keyence FS-V31M). Ce type de capteur n'est pas *a priori* destiné à la mesure de déplacements son comportement étant très non-linéaire. Cependant, il possède une très grande sensibilité, rendant possible la détection de très faibles déplacements. Cette propriété sera utile étant donné que les déplacements du côté proximal sont de l'ordre du dixième de millimètre. Par ailleurs, le principe optique de mesure sans contact permet de mesurer les déplacements du système sans interaction mécanique et donc sans modifier son comportement. Les dimensions réduites du capteur (4 × 11 × 19 mm) facilitent son intégration au système. En l'occurrence, il a pu être monté sur un support orientable, directement attaché au support de fixation du stabilisateur passif, permettant ainsi un repositionnement aisé en cas de changement de configuration du stabilisateur. Au delà du rôle de mesure de référence qui a motivé l'utilisation de ce second capteur, il constitue potentiellement une alternative à la mesure d'accélération. En effet, pour un fonctionnement en conditions dégradées, ce principe de mesure reste pertinent dans le contexte chirurgical car la mesure proximale sans contact respecte les contraintes d'asepsie, l'encombrement supplémentaire requis restant très limité.

Ce capteur présente donc une importante non-linéarité. Par ailleurs, la relation entre les déplacements distaux et proximaux est non-linéaire également, et implique donc déjà une correction de la non-linéarité entre la grandeur d'intérêt et la grandeur mesurée. Il a donc été nécessaire de définir la relation reliant le déplacement distal au signal fourni par le capteur. Pour cela une relation a été définie *ad hoc*. Le déplacement de l'extrémité distale du stabilisateur a été mesuré à l'aide d'un comparateur tout en relevant les tensions fournies par le capteur. Ces mesures sont présentées dans la FIGURE 2.12(a). On peut clairement noter la forte non-linéarité. Afin d'établir la relation entre ces deux grandeurs une fonction de régression de la forme suivante a été choisie :

$$y = a(V + b)^c + d \quad (2.21)$$

où y est le déplacement distal, V la tension et a , b , c et d des coefficients constant. La détermination des constantes optimales a alors été faite par minimisation des moindres



(a) Déplacement en fonction de la tension.

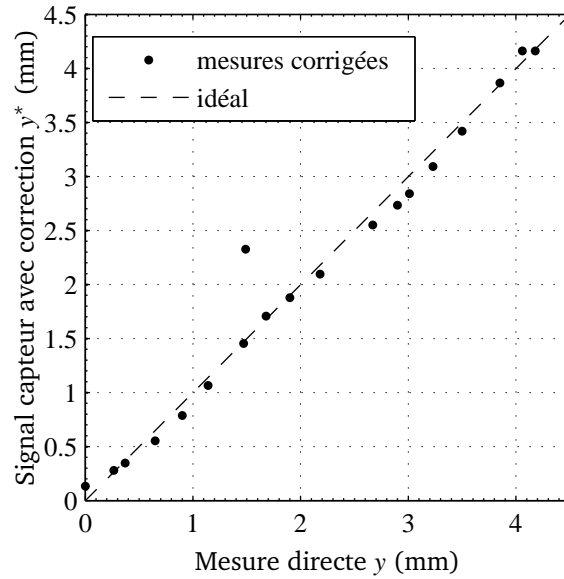
(b) Correction de la non-linéarité. La ligne en pointillés correspond à la relation idéale $y^* = y$.

FIGURE 2.12 – Linéarisation de la mesure optique de déplacement.

carrés entre le jeu de mesure et la loi définie précédemment, le coefficient de corrélation obtenu étant de 98,6 %. La FIGURE 2.12(a) montre la corrélation entre la loi utilisant les paramètres optimisées et le jeu de données. La FIGURE 2.12(b) quant à elle permet de comparer la position estimée y^* à partir du signal issu du capteur avec correction, et la position vraie y mesurée directement. Cela confirme l'efficacité de la correction de la non-linéarité du capteur dans la page de mesure.

Afin d'assurer la commande du dispositif, les capteurs et actionneurs ont été connecté à un contrôleur temps-réel. Cet appareil, un Adept sMI6, embarque le programme de commande qui est exécuté à une cadence d'échantillonnage de 1 kHz. Il permet également la visualisation et l'acquisition des données par l'intermédiaire d'un poste de supervision connecté en Firewire.

Cette étape de conception a permis la réalisation d'un premier prototype fonctionnel. L'accent a été mis sur la réduction de la taille et du poids du système menant à un dispositif d'une dimension maximale de 130 mm pour une masse de moins de 400 g, capteurs et actionneurs inclus (FIGURE 2.13). Ce point constitue une avancée comparé aux solutions ayant pu être envisagées antérieurement, d'autant plus qu'aucun appareillage supplémentaire n'est nécessaire à son fonctionnement. L'ensemble a été dimensionné

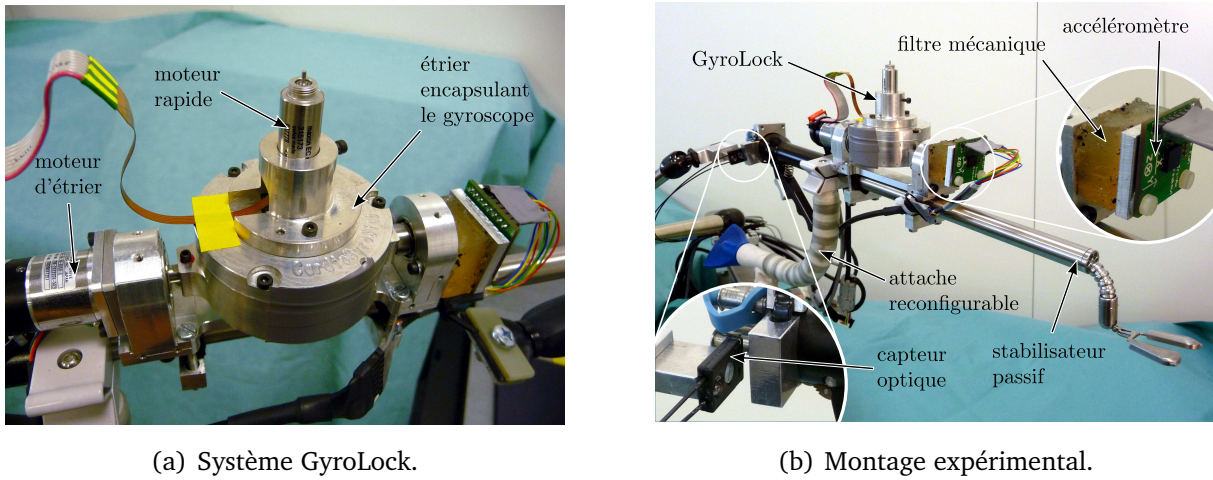


FIGURE 2.13 – Vues du prototype.

en accord avec les données récoltées concernant les caractéristiques de déplacement et d'effort cardiaques. On a pu également voir que les questions de précision de fabrication sont fondamentales, le moindre défaut engendrant des niveaux de bruits très élevés compte tenu de la vitesse de rotation du gyroscope. Des solutions de filtrage mécanique permettent toutefois d'en réduire l'amplitude. Cependant, il conviendra par la suite de choisir des solutions de commandes tolérantes aux bruits de mesure. C'est l'objet du chapitre suivant.

3 Commande

CE chapitre a pour but de définir les éléments relevant de la modélisation et la commande du système GyroLock. Premièrement le modèle permettant la synthèse de lois de commande est défini. La démarche permettant d'identifier les paramètres des éléments qui le composent est ensuite détaillée. En particulier, il est montré que les paramètres du modèle du stabilisateur peuvent présenter des erreurs importantes. L'accent est ensuite mis sur les objectifs et contraintes liés à l'application et concernant la loi de commande à mettre en place, puis sur les démarches mises en œuvre dans d'autres travaux présentant des similitudes. Ensuite deux approches de commandes sont présentées. La première, inclut un observateur intégrant un modèle de la perturbation associé à une commande soit par retour d'état, soit en boucle ouverte. La seconde se base sur une approche adaptative de rejet de perturbation harmonique. Enfin, un algorithme permettant, à partir du signal ECG, d'estimer la fréquence cardiaque nécessaire à la commande est présenté, la question de la robustesse aux défauts du signal (variation d'amplitude, arythmies) étant traitée.

3.1 Définition du modèle

La première étape dans la recherche d'une loi de commande consiste bien évidemment à définir précisément le modèle utilisé et ses paramètres. Par la suite, les notations suivantes seront utilisées :

x représente un signal ;

\hat{x} est une estimation de x ;

\tilde{x} est une mesure de x ;

x^* est une valeur de consigne portant sur x .

3.1.1 Modèle de synthèse

Le modèle général du système est décrit dans la FIGURE 3.1. Il s'agit là du modèle le plus complet, certaines parties étant amenées à être simplifiées par la suite pour différentes considérations. Comme expliqué plus haut (cf. §2.2 p.28) nous nous intéressons

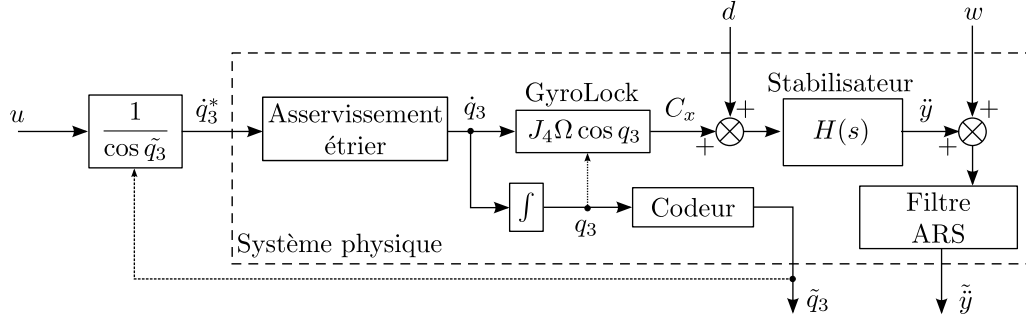


FIGURE 3.1 – Modèle général du système.

à la compensation des déplacements du stabilisateur suivant une direction. Le comportement du système suivant cette direction correspond à l'équation dynamique (2.10) présentée dans le chapitre précédent. À partir de cette équation le déplacement y de l'extrémité du stabilisateur peut être exprimé sous la forme :

$$y = \frac{L}{J_x s^2 + f s + k} (C_{Gx} + d) \quad (3.1)$$

où s est la variable de Laplace, y et d les transformées de Laplace respectives de $y(t)$ et $d(t)$, et avec $C_{Gx} = C_G \cos q_3$ la composante du couple gyroscopique selon \vec{x} et $d = -LF_y$ une perturbation correspondant au couple issu de l'effort cardiaque appliqué dans la direction \vec{y} . La grandeur mesurée étant l'accélération \ddot{y} on utilisera pour modèle l'expression suivante :

$$\ddot{y} = H(s)(C_{Gx} + d) \quad (3.2)$$

$$H(s) = \frac{Ls^2}{J_x s^2 + f s + k} \quad (3.3)$$

La mesure d'accélération étant bruitée, on considère également un bruit w sur la sortie. Dans le chapitre précédent l'introduction d'un filtre anti repliement de spectre (ARS) a été évoquée. Il s'agit d'un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4 et de gain unitaire, dont la fonction de transfert est de la forme :

$$T_{ARS} = \frac{a_1}{a_2 s^4 + a_3 s^3 + a_4 s^2 + a_5 s + a_1}. \quad (3.4)$$

Cette transmittance est donc introduite dans le modèle, fournissant le signal de mesure \tilde{y} .

D'après l'équation (2.10), le couple gyroscopique de compensation $C_{Gx} = J_4 \Omega \dot{q}_3 \cos q_3$ comporte le terme non-linéaire $\cos q_3$. Afin de le compenser, la consigne u est divisée par $\cos \tilde{q}_3$, \tilde{q}_3 étant la mesure de l'angle de l'étrier, avant d'être envoyée au système, fournissant ainsi la consigne de vitesse de l'étrier \dot{q}_3^* . À ce niveau on considèrera également les dynamiques propres à l'asservissement en vitesse localement assuré par la carte de contrôle du moteur. La transmittance correspondante a expérimentalement été identifiée comme étant de la forme :

$$T_{\text{étrier}} = \frac{b_1}{b_2 s^2 + b_3 s + b_4}. \quad (3.5)$$

Les détails de l'identification des paramètres sont donnés par la suite.

3.1.2 Identification des paramètres

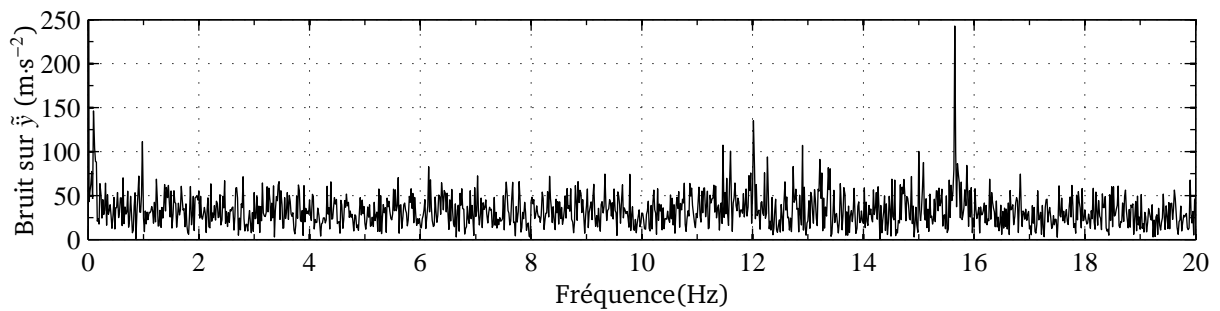


FIGURE 3.2 – Bruit de mesure.

L'architecture du modèle étant établie et les transmittances de ses différentes composantes définies, il s'agit ensuite d'estimer les valeurs des paramètres précédemment définis. La perturbation d'entrée d et le bruit de mesure w doivent également être caractérisés.

La perturbation d peut être directement définie en utilisant les données d'acquisition obtenues *in vivo* sur sujet porcin (cf. §1.4 p.15). Le bruit de mesure quant à lui est obtenu grâce aux acquisitions faites sur le système, le gyroscope étant en rotation, et ce pour différentes vitesses. Sa décomposition fréquentielle (FIGURE 3.2) a mis en évidence une répartition uniforme dans l'intervalle de fréquence des harmoniques cardiaques. On peut toutefois remarquer la présence d'un pic proche de 16 Hz qui correspond à la fréquence propre du système. Cette fréquence étant au dessus de la plage d'intérêt correspondant aux harmoniques cardiaques, le bruit de mesure sera considéré par la suite

comme étant un bruit blanc.

Concernant les paramètres des transmittances, certains d'entre eux sont d'ores et déjà connus. Les paramètres du gyrodyne se limitent à sa variable d'état Ω , qui est commandée, et à son moment d'inertie B_4 , ce dernier pouvant être déterminé précisément à partir des données du modèle CAO et des propriétés massique du matériau qui le compose. Concernant le filtre ARS, il a été réalisé à partir de deux cellules VCVS³ en cascade (cf. FIGURE 3.3), chacune correspondant à un filtre d'ordre 2. Les composants R_i et C_i ont été déterminés afin de correspondre au mieux au filtre théorique recherché, en l'occurrence un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4 de fréquence de coupure 150 Hz. Les paramètres a_i du transfert qui lui est associé (cf. équation(3.4)) ont ensuite été déterminés à partir des valeurs réelles des composants utilisés. Restent les paramètres des transmittances correspondant au stabilisateur et à l'asservissement de l'étrier. Ceux-ci ont été identifiés à partir du système expérimental.

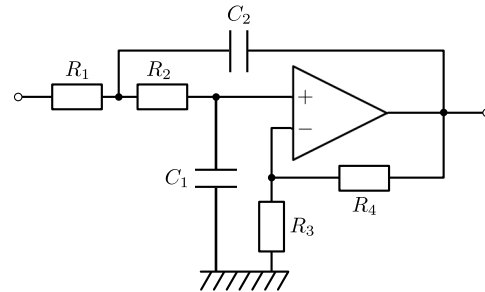


FIGURE 3.3 – Cellule VCVS.

Concernant la boucle locale d'asservissement de l'étrier, les paramètres de la transmittance ont été identifiés par minimisation de l'erreur de sortie. Pour cela une consigne de vitesse composée d'échelons successifs de différentes amplitudes a été envoyée, la réponse du système étant mesurée. L'angle de l'étrier étant limité, il n'est pas possible d'imposer un échelon de vitesse de longue durée. Ce signal permet donc à la fois d'estimer correctement le gain statique sur des échelons de longue durée à faible vitesse, et les effets transitoires pour des vitesses plus élevées et durant des temps plus courts. Une procédure d'optimisation basée sur la méthode du simplexe [Lagarias98] est ensuite exécutée, optimisant les paramètres b_i du transfert de l'équation (3.5) avec pour objectif de minimiser le carré de l'erreur entre la réponse de ce transfert et la réponse obtenue expérimentalement. Le résultat de cette méthode est illustré dans la FIGURE 3.4.

Concernant le modèle du stabilisateur, les paramètres devant être identifiés sont la raideur k et le coefficient de frottement visqueux f de la flexibilité, le moment d'inertie J_x et la longueur L . Cette longueur peut sembler connue d'après celle du stabilisateur, cependant considérer les flexibilités comme concentrées en un point est une approximation, les déformations étant réparties dans le système d'attache. Néanmoins, bien qu'il ne

3. Voltage-Control Voltage-Source, apparenté à la topologie de Sallen-Key.

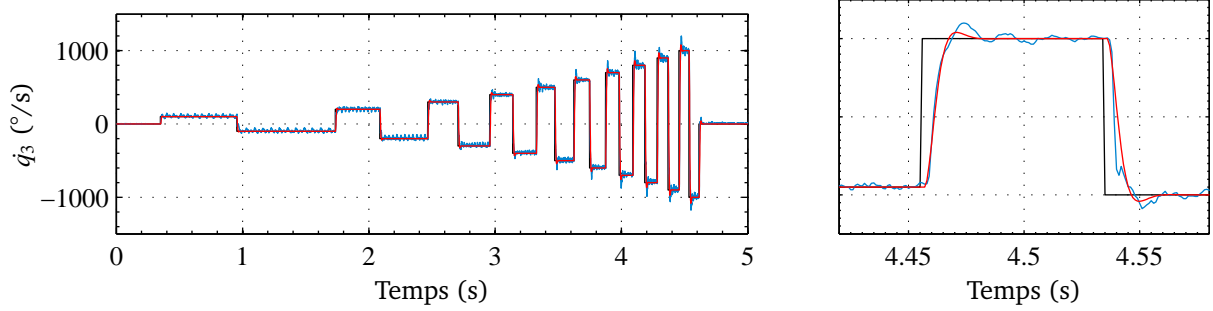


FIGURE 3.4 – Identification du transfert de l'étrier par optimisation.

soit pas physiquement matérialisé, on fait par la suite l'hypothèse qu'il existe un centre de rotation fixe. On peut donc identifier L comme étant une longueur équivalente. La méthode qui a été utilisée pour l'identification de ces paramètres — on qualifiera cette méthode de directe car permettant directement le calcul des paramètres — se décompose en deux étapes illustrées dans la FIGURE 3.5.

La première est un essai statique et permet de déterminer dans un premier temps la

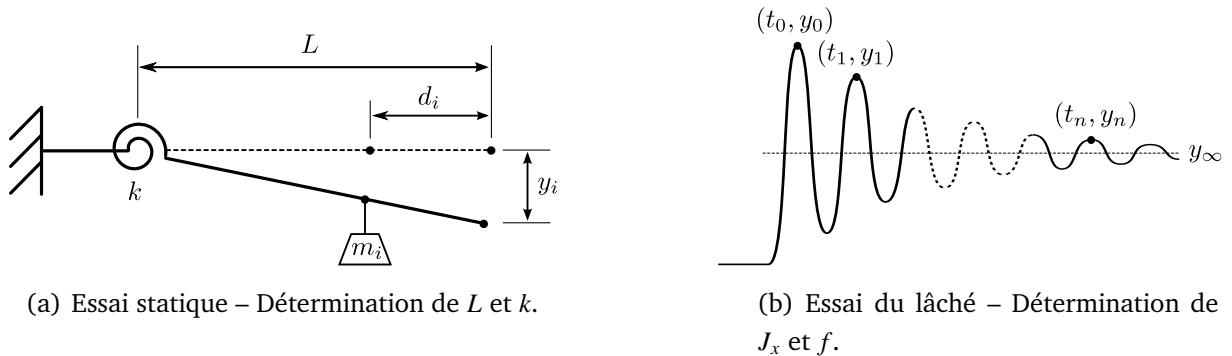
(a) Essai statique – Détermination de L et k .(b) Essai du lâché – Détermination de J_x et f .

FIGURE 3.5 – Procédures pour l'identification directe des paramètres du système.

longueur équivalente L et la raideur k . Le stabilisateur est chargé successivement, en deux points à une distance d_i de l'extrémité, avec une masse m_i , le déplacement y_i étant mesuré à l'aide d'un comparateur (FIGURE 3.5(a)). En considérant que $y_i \ll L$, on peut alors exprimer la raideur de la manière suivante :

$$k = \frac{m_i g (L - d_i) L}{y_i} \quad (3.6)$$

avec g l'accélération gravitationnelle. La raideur étant constante et pouvant être définie dans les deux cas de chargement, on peut alors exprimer L :

$$L = \frac{m_1 y_2 d_1 - m_2 y_1 d_2}{m_1 y_2 - m_2 y_1}. \quad (3.7)$$

Les deux premiers paramètres sont donc définis.

La deuxième étape est un test de lâché. Le stabilisateur est éloigné de sa position d'équilibre puis lâché, ses déplacements en oscillations libres étant mesurés. Ce test correspond donc à la réponse indicielle du système. D'après l'équation (3.1), il s'agit ici d'un système d'ordre deux pour lequel les paramètres J_x et f peuvent être définis à partir

de la pulsation propre ω_0 et de l'amortissement ξ du système. Ces derniers peuvent être déterminés à partir de deux points (t_0, y_0) et (t_n, y_n) correspondant à des maxima des oscillations (FIGURE 3.5(b)). On prendra soin de choisir deux points éloignés, soit n grand, afin de minimiser les effets des erreurs de mesure, les valeurs du dépassement D et de la pseudo période ω_p étant alors évaluées sur plusieurs périodes. On peut donc, à partir de là, déterminer la valeur du dépassement D :

$$D = \sqrt[2n]{\frac{y_0 - y_\infty}{y_n - y_\infty}} \quad (3.8)$$

On peut alors en déduire le coefficient d'amortissement ξ :

$$\xi = \sqrt{\frac{\ln(D)^2}{\pi^2 - \ln(D)^2}} \quad (3.9)$$

À partir des mesures de temps on détermine la pulsation propre ω_0 :

$$\omega_0 = \frac{2n\pi}{(t_n - t_0) \sqrt{1 + \xi^2}} \quad (3.10)$$

Il est alors possible de déterminer le moment d'inertie du système J_x :

$$J_x = \frac{k}{\omega_0^2} \quad (3.11)$$

puis la valeur du coefficient de frottement visqueux f :

$$f = 2\omega_0 \xi J_x \quad (3.12)$$

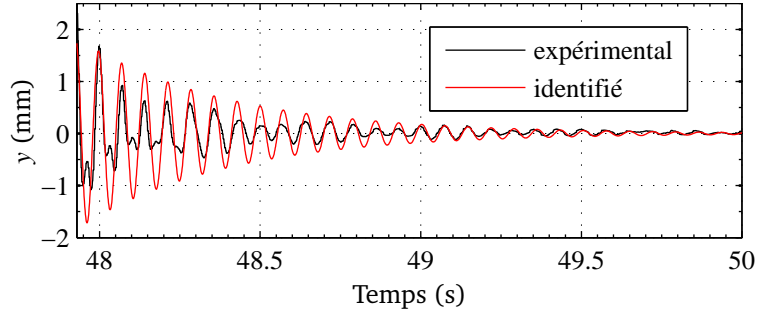


FIGURE 3.6 – Comparaison de la réponse du système réel et du modèle identifié au test du lâché.

Les paramètres du transfert associé au modèle du stabilisateur sont donc entièrement définis. La FIGURE 3.6 illustre la comparaison des réponses du système réel et du système identifié lors du test du lâché. On peut noter une différence de forme qui est due au fait que sur le système réel les flexibilités ne sont pas tout à fait localisées, mais réparties dans un segment. Cette différence s'estompe toutefois en régime permanent.

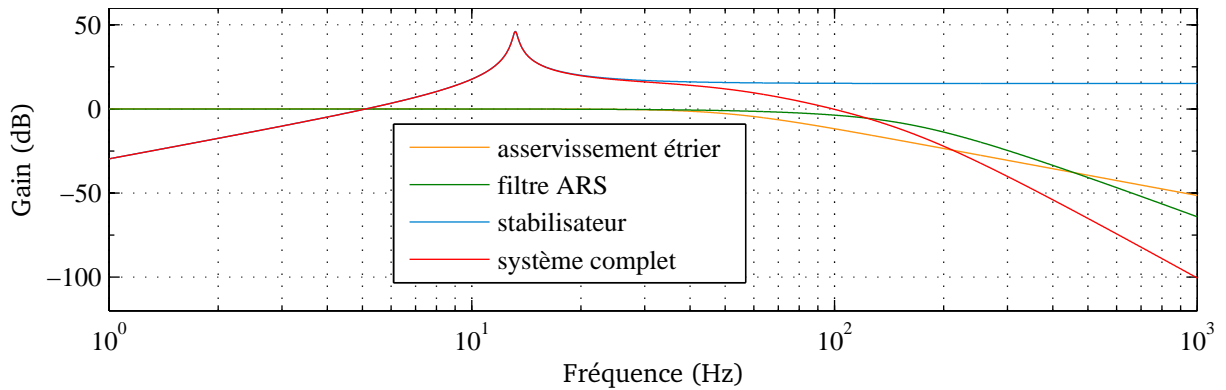


FIGURE 3.7 – Transferts des différents éléments composant le système.

La FIGURE 3.7 montre les diagrammes de Bode des transferts du stabilisateur, du filtre ARS, de la boucle d'asservissement de l'étrier et de l'ensemble du système. On peut voir le caractère passe-bas du filtre ARS et de la boucle d'asservissement locale avec des fréquences de coupure respectives de 150 et 50 Hz. Ces deux éléments du modèles ont donc un impact sur le système seulement pour des fréquences strictement supérieures au domaine fréquentiel de la compensation. Cela permet de justifier le fait qu'ils pourront être négligés par la suite lors de la détermination et de la synthèse des lois de commande.

Comme évoqué dans le CHAPITRE 1, les flexibilités sont issues du dispositif de fixation du stabilisateur qui est reconfigurable afin de pouvoir repositionner le stabilisateur au cours de l'opération. Par conséquent, le système est amené à fonctionner dans différentes configurations, impliquant également des variations des paramètres du modèle. Il est donc nécessaire de définir les intervalles dans lesquels ils sont susceptibles d'évoluer. Dans ce but, les paramètres ont été identifiés dans les cinq configurations différentes illustrées dans la FIGURE 3.15. Les résultats de ces identifications sont répertoriés dans la TABLE 3.1.

On peut donc voir que les plages de variation des paramètres sont larges. En particulier, la valeur du moment d'inertie J_x peut être plus que triplée lorsque la puissance suppor-

TABLE 3.1 – Résultats de l'identification du modèle du stabilisateur dans différentes configurations.

Configuration	L (m)	J_x (g·m ²)	k (N·m ⁻¹)	f (N·m ⁻¹ ·s ⁻¹)
I	0,2583	13,02	107,1	0,087
II	0,2315	8,731	66,79	0,038
III	0,2552	8,308	68,65	0,045
IV	0,2629	24,7	91,04	0,041
V	0,2837	5,38	94,77	0,031
Intervalles ^a	[-10 % ; +10 %]	[-55 % ; +105 %]	[-22 % ; +25 %]	[-35 % ; +79 %]

a. Intervalle de variation du paramètre, relatif à la valeur moyenne.

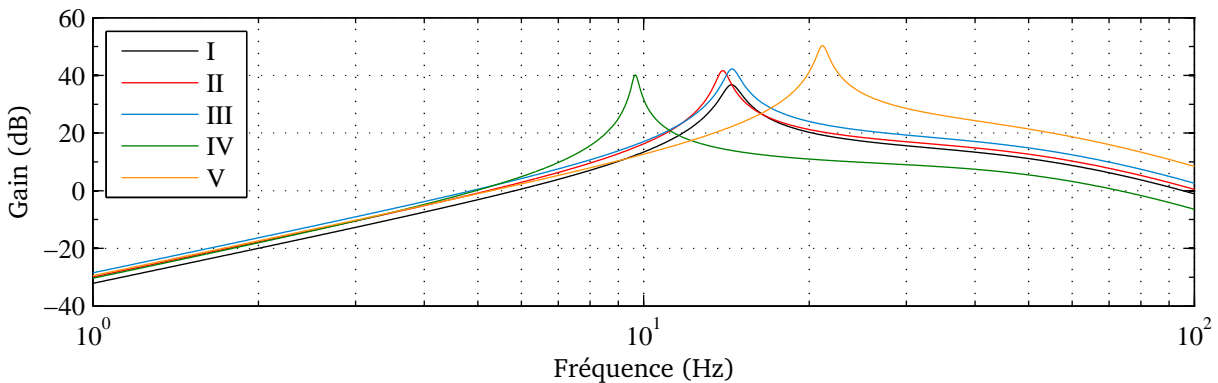


FIGURE 3.8 – Transfert du système identifié dans différentes configurations.

tant le dispositif de stabilisation est en position haute (configuration IV), ceci mettant aussi en valeur la présence de flexibilités au niveau de l'attache de cette potence, plus importante dans certains cas. La raideur k est elle aussi sujette à des variations importantes, de l'ordre de 30 %, ainsi que le coefficient de frottement visqueux f . Cependant, comme il sera vu par la suite, les erreurs sur ce paramètre sont moins problématiques. Ces variations ont une nette influence sur le comportement du système, en particulier sur sa fréquence propre, comme le montrent les transferts de la FIGURE 3.8 correspondant aux différentes configurations. Cette importante variabilité des paramètres doit être prise en compte dans le choix de la loi de commande. On se dirigera donc vers une solution robuste à ces erreurs de modèle, une procédure d'identification lors de l'utilisation semblant difficile dans le contexte d'un bloc opératoire, la configuration étant

également amenée à être modifiée au cours de l'opération.

Il existe un autre facteur d'erreur sur le modèle qui doit être considéré : le contact avec le cœur. En effet le myocarde possède ses propre propriétés mécaniques modifiant par là même les dynamiques de l'ensemble du système. Dans les travaux de Bachta [Bachta08a], le comportement viscoélastique du cœur a été modélisé par un système masse-ressort-amortisseur afin de prendre en compte les dynamiques du contact. Afin d'estimer l'impact de cette interaction sur les valeurs des paramètres du modèle, le système a été identifié en présence de contact, dans le cas d'une raideur pure, et dans le cas d'une raideur avec amortissement.

Dans notre cas, ce contact n'a pas été modélisé. En effet étant donné que l'on prend en compte la possibilité de changement de configuration, les variations des paramètres du système seul sont déjà importantes comme on a pu le voir. Les paramètres identifiés alors étaient comparables dans les deux cas, la différence étant négligeable comparée aux erreurs dues aux changements de configuration, mis à part pour le paramètre de raideur k . En effet, la valeur de raideur obtenue était de l'ordre de 200 N, contre 100 N dans le cas du système libre. Les variations des valeurs de la plupart des paramètres dues à ce contact étant négligeables comparées à celle introduites par la reconfiguration du système, le comportement local du myocarde n'a pas été modélisé, mais a été simplement considéré comme une source d'erreur supplémentaire sur les paramètres. Cependant en ce qui concerne la raideur k , on prendra soin de considérer des valeurs correspondant au système au contact.

3.2 Critères de choix

La structure du modèle ayant été définie et ses paramètres estimés, il s'agit ensuite de définir une loi de commande adaptée. Pour cela, les objectifs et contraintes de fonctionnement doivent être définis.

3.2.1 Objectifs et contraintes

Tout d'abord, l'objectif est de compenser les mouvements résiduels de l'extrémité du stabilisateur passif. Il s'agit là d'un problème de rejet de perturbation. On cherchera donc à imposer une position y constante, soit une vitesse \dot{y} nulle, grâce à l'application d'un couple gyroscopique C_{Gx} , directement proportionnel au signal de commande u , de manière à compenser en temps réel la perturbation en couple d due aux efforts cardiaques. Par ailleurs, la contrainte principale est directement liée au choix d'actionnement par gyrodyne. Comme précisé plus haut (cf. §2.2 p.31), l'étrier doit être maintenu proche

de sa configuration de référence $q_3 = 0$ sous peine de générer une composante du couple gyroscopique C_{Gy} suivant une direction non désirée. Plus l'éloignement de cette configuration de référence sera important, plus le couple perturbateur sera important lui aussi et plus le couple utile sera faible. On peut d'ores et déjà remarquer que cette contrainte s'oppose à l'accomplissement de l'objectif de rejet de perturbation étant donné que le couple de compensation est directement lié à la vitesse de précession \dot{q}_3 , le déplacement de l'étrier étant par conséquent nécessaire. Un compromis doit donc être trouvé. Il réside dans le choix déjà évoqué de ne compenser que les harmoniques de plus hautes fréquences, à savoir la composante cardiaque. En effet, on a pu voir que les perturbations à basse fréquence, dans notre cas dues à la respiration, sont celles nécessitant les plus grands débattements angulaires de l'étrier pour leur compensation (cf. §2.3.1 p.33).

Comme il a été vu, le choix d'instrumentation s'est porté sur un accéléromètre (cf. §2.4 p.38). Hormis les avantages que cette solution comporte du point de vue de l'application, la grandeur mesurée ne correspond pas directement aux grandeurs d'intérêt du point de vue du rejet de perturbation, contrairement à une mesure de position ou d'effort par exemple, l'objectif étant de stabiliser la position en compensant les efforts appliqués. Ce choix introduit donc des difficultés supplémentaires dans l'élaboration de la commande, en particulier le problème de double intégration de la mesure. La loi de commande choisie devra donc permettre d'utiliser la grandeur d'accélération en tant que mesure de référence.

Une autre contrainte concernant la commande du système est la présence de bruit. Il s'agira donc de choisir une loi de commande robuste au bruit de mesure. Toujours à propos de robustesse, on a pu voir que les paramètres du système sont amenés à évoluer au cours de utilisation. La solution de commande retenue devra donc être également robuste aux erreurs sur les paramètres du modèle.

Enfin, une dernière information qui doit être prise en compte dans ce choix est la nature de la perturbation. On a pu voir plus haut (cf. §1.4 p.15) que la perturbation cardiaque est composée essentiellement d'une somme de perturbations harmoniques dont les fréquences correspondent aux harmoniques cardiaques. Bien que ni son amplitude ni sa phase ne soient connues, la connaissance des fréquences des harmoniques permet d'envisager des méthodes de rejet de perturbation plus simples que dans le cas d'une perturbation quelconque, d'autant plus que la fréquence cardiaque est potentiellement connue.

3.2.2 État de l'art

Différentes contributions présentent un intérêt pour notre problématique de rejet de perturbation, traitant différents aspects de la problématique posée ici.

Dans le domaine de la compensation des mouvements physiologiques, plusieurs approches permettant d'éliminer les mouvements perturbateurs peuvent être recensées. Dans le cadre du rejet des mouvements respiratoires, Ott *et al.* [Ott08] ont assuré la compensation par l'intermédiaire d'une commande répétitive inspirée des travaux de Tomizuka *et al.* [Tomizuka89]. Cette solution s'est montrée efficace dans ce cadre, cependant elle s'applique à des perturbations cycliques de fréquence constante, la correction s'effectuant sur un nombre défini de périodes d'échantillonnage, ce qui n'est pas le cas des mouvements cardiaques. La méthode qui a connu le plus de développements est l'approche prédictive dans laquelle la perturbation est estimée en se basant sur les périodes précédentes. L'essentiel des travaux traitant de la problématique cardiaque ont eu recours à ce type d'approche sous différentes variantes. À ce titre on peut citer, dans le cadre du suivi des mouvements cardiaques, les travaux de Ginhoux *et al.* exploitant une commande GPC⁴ [Ginhoux05], de Bebek *et al.* avec un MPC⁵ [Bebek07] et de Ortmaier *et al.* avec une prédiction sans modèle du mouvement cardiaque [Ortmaier05] grâce à une prédiction basée sur plusieurs capteurs (ECG, pression respiratoire, image). Dans le cadre de la stabilisation active de l'épicarde, l'essentiel concerne les travaux de Bachta *et al.* [Bachta09]. Par ailleurs, dans le domaine de l'imagerie médicale, on peut également citer la solution du *gating* [Lanzer84, Holland98], proposée pour la compensation des déplacements respiratoires, cardiaques, et des deux combinés [Fredrickson95]. Le principe consiste à synchroniser la prise d'images avec le cycle d'intérêt permettant ainsi d'éliminer les mouvements dans l'image. Cette approche ne permet pas la compensation en temps réel des sollicitations cardiaques, mais peut présenter ici un intérêt pour la détection et la synchronisation avec le cycle cardiaque, par exemple dans le cadre de l'estimation de la fréquence des battements du cœur.

Dans les applications qui viennent d'être évoquées, la commande se base sur une mesure de position, éventuellement obtenue par vision, ou d'effort. L'originalité de l'approche présentée ici réside dans l'utilisation d'une mesure d'accélération, ce qui fait que le problème de commande diffère des exemples précédents. Pour les applications s'intéressant à la position, l'utilisation de signaux d'accélération est problématique du fait de la double intégration du signal [Boroschek06]. Cette problématique est en particulier bien connue dans le domaine des applications cherchant à reconstruire la position, par exemple en GPS et en odométrie, pour lesquelles l'utilisation de filtres de Kalman est

4. Generalized Predictive Controller

5. Model Predictive Controller

une solution répandue [Grewal02].

Dans le domaine des gyrodynes, le problème des dérives a longtemps été résolu grâce à des ressorts de rappel de faible raideur [Kenyon51], ce rappel pouvant aujourd'hui être assuré par la commande [Yano03]. Concernant les déviations du couple, ce problème a pu être résolu soit par une limitation de l'amplitude de la rotation de l'étrier [Higashiyama98] soit par la combinaison de plusieurs gyrodynes, les composantes indésirables du couple étant mutuellement compensées [Curriston72, Peck05]. Moon *et al.* proposent pour la compensation de vibrations structurelles, une commande par retour d'état avec une synthèse LQG⁶ [Moon05].

3.3 Prévention des dérives de l'étrier

Comme vu précédemment (cf. §3.2.1 p.53), les dérives de l'étrier doivent être éliminées, l'étrier devant rester centré autour de sa configuration nominale. Cette problématique a été traitée indépendamment de la loi de commande assurant la compensation (FIGURE 3.9). En effet même si la loi de compensation n'induit théoriquement pas de dérive, la présence de nonlinéarités telles que des zones mortes ou des effets de quantification ainsi que des offsets induisent une dérive lente qui, lorsqu'elle est intégrée peut avoir un effet significatif. La compensation indépendante de cette dérive reste donc nécessaire dans tous les cas. Dans cette partie un modèle simplifié sera considéré. Les dynamiques de l'asservissement de l'étrier et du filtre ARS seront négligées car elles n'ont pas d'effet dans les basses fréquences qui est le domaine correspondant aux problèmes de dérive. On ne considèrera pas non plus la non-linéarité due au gyroscope, considérant qu'elle est compensée au niveau de la commande envoyée au système.

Considérons maintenant une loi de compensation $G(s)$ fournissant un signal de commande u_c . La transmittance de l'entrée de perturbation d vers l'angle de l'étrier q_3 du système en boucle fermée avec $u = u_c$ peut s'écrire de la manière suivante :

$$T_{q_3d} = \frac{KH(s)G(s)}{(1 - KH(s)G(s))s} \quad (3.13)$$

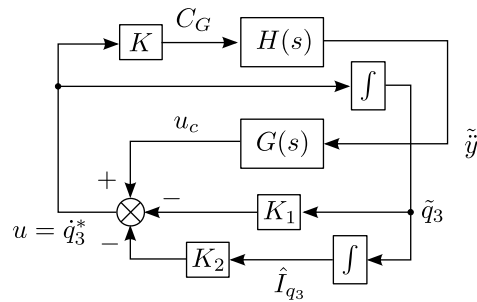


FIGURE 3.9 – Prévention des dérives et centrage de l'étrier indépendamment de la loi de compensation.

6. Linéaire Quadratique Gaussienne

avec $H(s)$ la fonction de transfert du stabilisateur et $K = B_4\Omega$ le gain introduit par le gyrodyne, tel que $\dot{q}_3 = Ku$. Ce transfert aura un gain infini en basse fréquence — on a pu voir que plus la fréquence de la perturbation est basse, plus les déplacements nécessaires de l'étrier sont importants — induisant par conséquent une dérive de l'étrier. Une mesure \tilde{q}_3 de l'angle de l'étrier étant disponible sur le système on se propose d'inclure, en parallèle de la commande de compensation, un retour de \tilde{q}_3 . La loi de commande devient alors $u = u_c - K_1\tilde{q}_3$. Le transfert en boucle fermée s'écrit alors :

$$T_{q_3d} = \frac{KH(s)G(s)}{(1 - KH(s)G(s))s + K_1} \quad (3.14)$$

Le transfert a maintenant un gain fini en basse fréquence. Il n'y a donc plus de dérive de l'étrier, une position d'équilibre existant. Cependant, en cas de force perturbatrice constante, la position d'équilibre obtenue diffère de la position nominale de l'étrier. Pour corriger cela on introduit un second retour, cette fois sur l'intégrale de l'angle d'étrier \hat{I}_{q_3} , la commande devenant $u = u_c - K_1\tilde{q}_3 - K_2\hat{I}_{q_3}$ et le transfert :

$$T_{q_3d} = \frac{KH(s)G(s)s}{(1 - KH(s)G(s))s^2 + K_1s + K_2} \quad (3.15)$$

L'introduction de ces deux retours statiques permet donc de supprimer les dérives de l'étrier et de garantir son centrage autour de sa configuration nominale. Il s'agira par la suite de régler les gains K_1 et K_2 de manière appropriée, afin de permettre la compensation tout en conservant un débattement de l'étrier d'une amplitude raisonnable.

3.4 Commande basée observateur

La première approche envisagée s'inscrit dans un schéma d'observation-commande. Le choix de l'utilisation d'un observateur est motivé par le fait que les grandeurs mesurées sur le système sont limitées et ne sont pas les grandeurs les plus aisées pour la mise en place d'une loi de commande. En effet l'accélération \ddot{y} n'étant pas la donnée la plus simple à exploiter, il serait judicieux d'avoir par exemple accès à la valeur de y de position qui correspond à l'objectif de

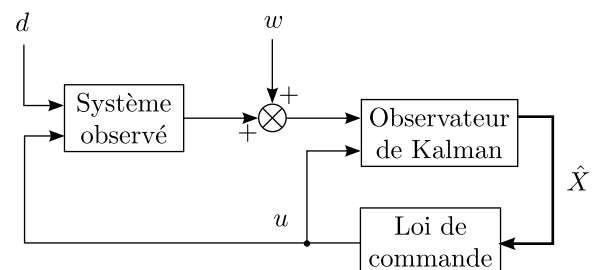


FIGURE 3.10 – Schéma observateur-commande.

compensation ou à la perturbation que l'on cherche à rejeter. La mise en place d'un observateur permettrait donc d'estimer ces grandeurs d'intérêt tout en évitant les problèmes de dérive dues à la double intégration du signal d'accélération. Pour assurer cette fonction, un observateur de Kalman a été choisi. Par ailleurs la mesure d'accélération étant bruitée, ce choix est judicieux étant donné que le filtre de Kalman permet également de filtrer les bruits de mesure.

Définissons tout d'abord la représentation d'état du modèle du stabilisateur correspondant à la fonction de transfert de l'équation (3.3) et permettant la synthèse de l'observateur :

$$\dot{X} = AX + BU + GV \quad (3.16)$$

$$Y = CX + DU + HW \quad (3.17)$$

où $X = [\dot{y} \ y]^T$ est le vecteur d'état, $U = C_{Gx}$ l'entrée de commande connue, $Y = \ddot{y}$ la sortie mesurée, $V = d$ l'entrée de perturbation et $W = w$ le bruit de mesure, avec

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{f}{J_x} & -\frac{k}{J_x} \\ 1 & 0 \end{bmatrix}; B = G = \begin{bmatrix} \frac{L}{J_x} \\ 0 \end{bmatrix}; C = \begin{bmatrix} -\frac{f}{J_x} & -\frac{k}{J_x} \end{bmatrix}; D = H = \begin{bmatrix} \frac{L}{J_x} \end{bmatrix}$$

Dans ce cas l'entrée de perturbation est supposée inconnue. Ce modèle ne tient donc pas compte des informations disponibles concernant le contenu fréquentiel de la perturbation. Afin de prendre en compte cet aspect, un modèle de la perturbation a été intégré au système. On considère que la perturbation d peut être décomposée en n composantes harmoniques d_i de pulsation $\omega_i = i\omega$:

$$d = \sum_{i=1}^n d_i \quad (3.18)$$

Chacune d'entre elles étant d'amplitude et de phase inconnues, on considère qu'elles peuvent être obtenue à partir d'une perturbation v_i inconnue, filtrée grâce à un filtre sélectif ne conservant que la fréquence ω_i . On obtient donc la relation suivante :

$$d_i = \frac{1}{s^2 + 2\xi_i\omega_i s + \omega_i^2} v_i \quad (3.19)$$

où ξ_i est un facteur d'amortissement permettant de limiter le gain à la pulsation ω_i et d'introduire une légère tolérance aux erreurs potentielles concernant cette pulsation. On considère donc maintenant, comme l'illustre la FIGURE 3.11, un modèle du système pour la synthèse de l'observateur intégrant le modèle de perturbation, cela se traduisant par la considération de n entrées de perturbation. On peut à partir de là redéfinir le modèle d'état :

$$X = [\dot{y} \ y \ \dot{d}_1 \ d_1 \ \dots \ \dot{d}_n \ d_n]^T; U = C_{Gx}; V = [v_1 \ \dots \ v_n]^T; Y = \ddot{y}; W = w$$

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{k}{J_x} & -\frac{f}{J_x} & 0 & \dots & 0 \\ 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & A_1 & & \mathbf{0} \\ \vdots & \vdots & & \ddots & \\ 0 & 0 & \mathbf{0} & & A_n \end{bmatrix}; B = \begin{bmatrix} \frac{L}{J_x} \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}; G = \begin{bmatrix} 0 & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 \\ \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} & & \mathbf{0} \\ & \ddots & \\ \mathbf{0} & & \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

$$A_i = \begin{bmatrix} -2\xi_i\omega_i & -\omega_i^2 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}; C = \begin{bmatrix} -\frac{f}{J_x} & -\frac{k}{J_x} & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \end{bmatrix}; D = \frac{L}{J_x}; H = 1$$

Cette solution permet non seulement de tenir compte du caractère harmonique de l'entrée de perturbation en ciblant sa fréquence qui est connue, mais également d'estimer cette perturbation, les composantes harmoniques d_i étant maintenant estimées car faisant partie des états du système. On peut cependant remarquer que l'intégration du modèle de perturbation augmente fortement l'ordre du système avec l'ajout de $2n$ états au modèle initial. Cela implique une augmentation de la complexité du réglage pour un nombre d'harmoniques élevés.

Par ailleurs, cette solution ne répond pas à toutes les exigences vis-à-vis de l'application énoncée plus haut. En effet, ici la fréquence de la perturbation est fixée a priori lors de la synthèse de l'observateur, la fréquence n'étant pas un paramètre d'entrée. Cette difficulté peut toutefois être résolue par une synthèse en ligne de l'observateur, la fréquence cardiaque étant alors connue en temps-réel l'observateur calculé à partir de celle-ci. Cependant cette solution est coûteuse en terme de temps de calcul. Afin de pallier cette difficulté il est également possible d'interpoler les correcteurs obtenus [Pellanda00]. Une autre possibilité plus simple consiste à ajuster la fréquence dans le modèle tout en gardant le gain de Kalman constant. Il s'agit alors de vérifier la robustesse par une phase d'analyse.

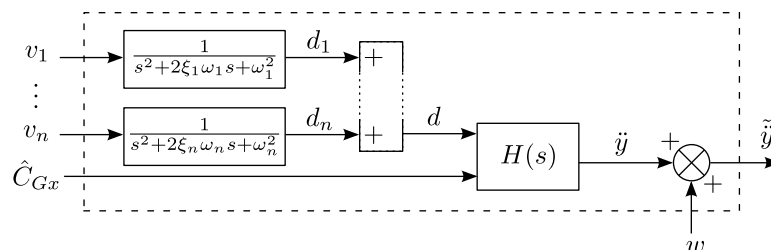


FIGURE 3.11 – Modèle pour la synthèse de l'observateur de Kalman incluant un modèle de la perturbation à n harmoniques.

Un autre aspect problématique est la robustesse aux erreurs sur les paramètres. En effet, de manière générale les filtres de Kalman peuvent donner de bons résultats, malgré des perturbations et des bruits de mesure importants, mais à la condition que le modèle et ses paramètres soient correctement identifiés [Xu09]. Les erreurs sur les paramètres sont donc susceptibles d'avoir un impact important sur les performances d'estimation. Toutefois des méthodes existent pour résoudre ce type de problème. Par exemple l'utilisation d'un filtre de Kalman étendu permet la prise en compte de paramètres variants et leur estimation en ligne [Laroche08]. Cependant cette approche n'a pas été développée dans le cadre de ces travaux et cela pour plusieurs raisons. Premièrement cette solution entraîne une augmentation significative de la complexité du dispositif de commande. De plus, il n'est pas certain qu'il soit possible d'estimer ces paramètres. Enfin, d'autres solutions bien plus simples peuvent être utilisées dans le cadre de cette application, comme nous allons le voir par la suite. De plus cette approche basée sur un schéma d'observation n'a pas dépassé le stade des simulations dans le cadre de ce projet. En effet, malgré les bons résultats obtenus au cours des simulations, les résultats escomptés n'ont pas pu être obtenus sur le système expérimental comme il sera détaillé par la suite, même dans un contexte simplifié ne comportant pas de variabilité des paramètres. Malgré tout, cette approche est présentée ici car elle peut comporter un intérêt pour bon nombre d'applications pour lesquelles les paramètres du modèle peuvent être correctement identifiés avec une fréquence de perturbation fixe. À titre d'exemple, et dans un domaine connexe, les applications de compensation des mouvements respiratoires peuvent être de bonnes candidates, la fréquence de la respiration pouvant être contrôlée et donc être maintenue constante et connue a priori.

La définition d'un observateur a donc permis de donner accès à des estimations des états du système. Ces grandeurs sont donc maintenant exploitables dans le cadre de la mise en place de lois de commande permettant le rejet de la perturbation. Deux solutions basées sur ces estimations sont présentées : une commande par retour d'état et une commande en boucle ouverte.

3.4.1 Commande par retour d'état (CRE)

La première approche étudiée est celle d'un retour d'état statique [Gagne09b, Gagne09a]. Cette solution s'inscrit dans la même démarche que celle employée pour le maintien de l'étrier proche de sa configuration nominale (cf. §3.3 p.56), des méthodes de réglage permettant un choix optimal de l'ensemble des gains du retour d'état. C'est également la solution envisagée par Moon *et al.* pour compenser des vibrations de grandes struc-

tures [Moon05]. La commande dans ce cas s'exprime de la manière suivante :

$$u = u_c - K_1 \tilde{q}_3 - K_2 \hat{I}_{q_3} = -K_3 \hat{y} - K_4 \hat{\dot{y}} - K_1 \tilde{q}_3 - K_2 \hat{I}_{q_3} \quad (3.20)$$

avec \hat{y} l'estimation de position, $\hat{\dot{y}}$ l'estimation de vitesse, \tilde{q}_3 la mesure de l'angle de l'étrier et \hat{I}_{q_3} son intégrale, les K_i étant les gains de retour d'état, K_3 et K_4 assurant la fonction de compensation.

Concernant le réglage des gains, la méthode qui a été utilisée est une synthèse LQR⁷. Cette méthode s'appuie sur la représentation d'état du système incluant les déplacements de l'étrier :

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} A & B \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ U \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{f}{J_x} & -\frac{k}{J_x} & 0 & 0 & \frac{B_4 \Omega}{J_x} \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ U \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

avec $X = \begin{bmatrix} \dot{y} & y & q_3 & I_{q_3} \end{bmatrix}^T$ le vecteur d'état et $U = \dot{q}_3$ la commande du système. Le réglage se fait alors grâce à la synthèse LQR qui minimise la fonction de coût :

$$\int_0^{\infty} (X^T Q X + U^T R U) dt \quad (3.22)$$

où $R = 1$ est ici un scalaire et les paramètres p_i sont des pondérations affectées à Q tel que $Q = \text{diag} \left(\begin{bmatrix} p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \end{bmatrix} \right)$. Ces pondérations affectent chaque état indépendamment. La solution est un retour d'état $U = -KX$ où $K = -R^{-1} B^T P$ avec P la solution de l'équation de Ricatti :

$$PA + A^T P - PBR^{-1} B^T P + Q = 0 \quad (3.23)$$

Le réglage consiste alors ici à choisir de manière empirique les pondérations p_i afin d'obtenir le meilleur niveau de compensation. Ce réglage est réalisé à l'aide d'un algorithme stochastique d'optimisation qui sera détaillé par la suite (cf. §4.1.1 p.72)

Cette solution a l'avantage de pouvoir être mise en place très simplement. Cependant, elle permettra de réduire l'amplitude des déplacements mais ne pourra jamais les éliminer totalement. En effet, la présence d'un déplacement étant nécessaire à la compensation, un déplacement nul ne pourra pas être atteint.

Afin de pallier ce problème, une autre solution a été envisagée, celle d'une commande de compensation de la perturbation en boucle ouverte.

3.4.2 Compensation en boucle ouverte (CBO) de la perturbation

Une estimation \hat{d} de la perturbation appliquée au système étant accessible, il est possible de déterminer une commande de compensation en boucle ouverte (CBO) de cette

7. Linear Quadratic Regulator

perturbation.

De manière générale dans le cas d'un système de la forme $y = F(Gd + Hu)$ la perturbation peut être rejetée en appliquant la commande $u = -H^{-1}Gd$. Dans notre cas précis $G = 1$ et $H = B_4\Omega$ sont de simples gains, et par conséquent le transfert de la commande en boucle ouverte également : $u_c = \frac{1}{B_4\Omega}d$. On intègre toutefois à la loi de commande les deux gains de retour d'état empêchant la dérive de l'étrier. La commande devient alors :

$$u = \frac{1}{B_4\Omega}\hat{d} - K_1\tilde{q}_3 - K_2\hat{I}_{q_3} \quad (3.24)$$

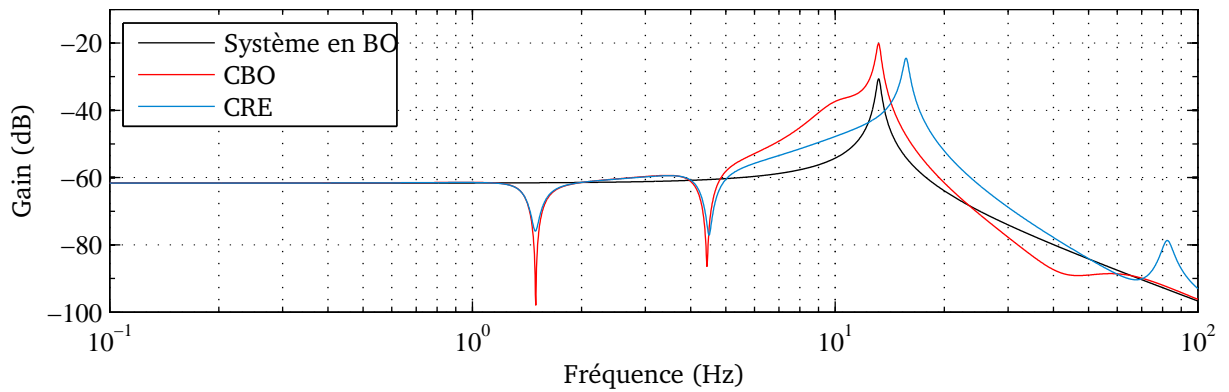
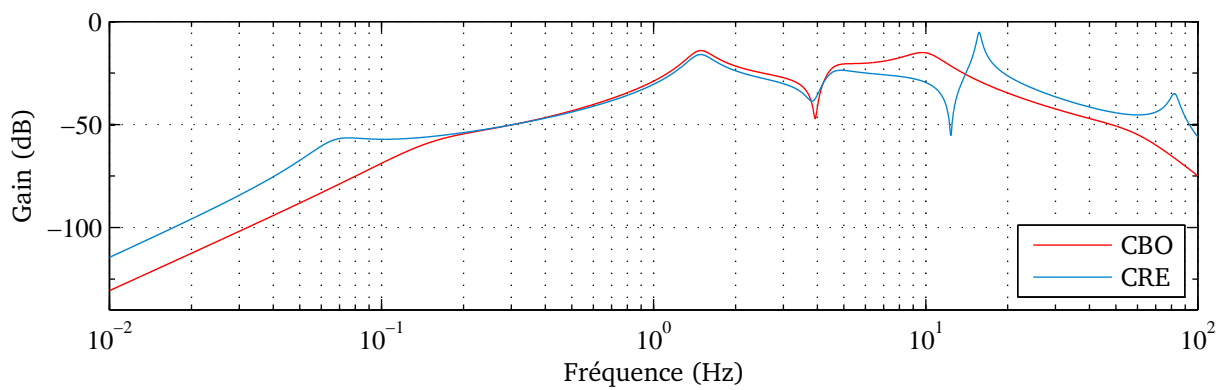
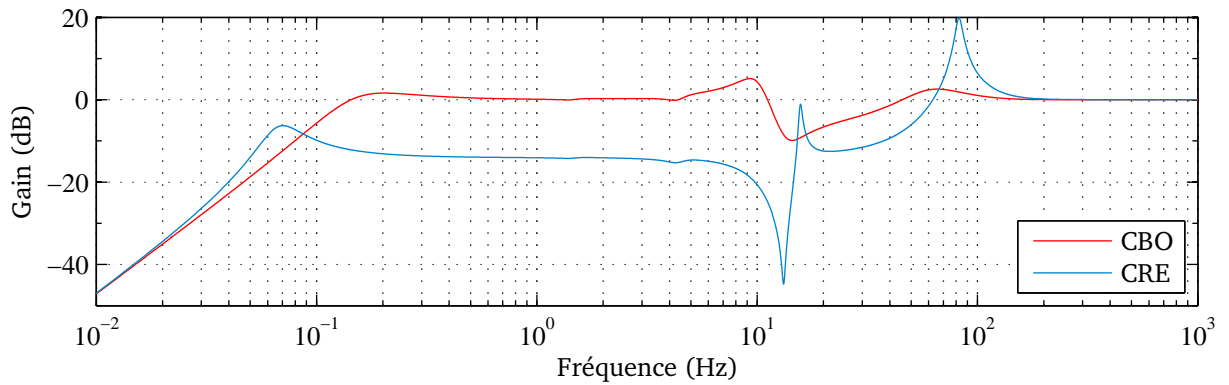
Cette solution permet un rejet complet de la perturbation. Cependant elle peut être sujette à des problèmes de stabilité, notamment en haute fréquence. Afin d'éviter ce type de problème, un filtrage passe-bas du signal de commande peut être mis en place.

3.4.3 Comparaison

Par la suite, étant donné que les fréquences des dynamiques du système sont très faibles comparées à la fréquence d'échantillonnage (de l'ordre de 10 Hz contre 1000 Hz), on négligera les effets de l'échantillonnage.

Les transferts du système en boucle fermée incluant l'observateur, avec un modèle de la perturbation à deux harmoniques, et chacune des lois de commandes de compensation, sont présentés dans la FIGURE 3.12. Le transfert T_{yd} , de la perturbation au déplacement, présenté dans la FIGURE 3.12(a) montre que la compensation est effective pour les harmoniques ciblés, à savoir 1,5 et 4,5 Hz, et ce, que ce soit avec la CRE et la CBO. À ce niveau, la CBO présente les meilleures performances avec une atténuation de -100 dB, contre -70 dB pour la CRE, confirmant ce qui a déjà été dit à propos de cette dernière méthode et son impossibilité à compenser totalement la perturbation. Par ailleurs on peut observer une amplification des effets de la perturbation, dans les deux cas, entre 5 et 16 Hz, l'amplification étant plus importante avec la CBO.

À partir du transfert T_{q_3d} présenté dans la FIGURE 3.12(b), et qui représente les effets de la perturbation sur l'angle de l'étrier, on peut observer l'effet coupe-bas des retours sur q_3 et I_{q_3} garantissant la stabilisation de l'étrier dans le voisinage de sa configuration de référence. On peut observer que l'amplitude des déplacements de l'étrier est plus importante pour les fréquences correspondant aux harmoniques que l'on cherche à compenser, confirmant que l'entrée est sollicitée davantage lorsque le niveau de compensation est plus élevé. Enfin on peut observer le diagramme fréquentiel de la fonction de sensibilité d'entrée de la FIGURE 3.12(c) qui est un indicateur concernant la stabilité. Les gains maximaux pour cette fonction sont respectivement de 6,5 dB et de 4,43 dB pour la CBO et la CRE. Ces valeurs correspondent respectivement à des marges de module de 0,47 et de 0,597 ce qui est satisfaisant comparé à la valeur recommandée de 0,5.

(a) Transfert T_{yd} entre la perturbation et le déplacement.(b) Transfert T_{qsd} entre la perturbation et l'angle d'étrier.

(c) Fonction de sensibilité d'entrée.

FIGURE 3.12 – Transferts pour le schéma observation-commande.

Comme évoqué plus haut la CBO présente plus de risques d'instabilité, en particulier à 11 et 70 Hz. Il conviendra donc de mettre en place un filtrage permettant d'atténuer la commande pour ces fréquences.

3.5 Approche adaptative

Afin de pallier les difficultés rencontrées avec l'approche basée sur le filtre de Kalman, en particulier en ce qui concerne la robustesse vis-à-vis des erreurs de modèle, une autre approche, basée sur une commande adaptative directe a été envisagée [Gagne10a]. Sa particularité est de compenser directement la perturbation en annulant son effet sur la mesure. Par ailleurs, ses points forts résident dans sa simplicité de mise en œuvre, son efficacité et sa robustesse.

Dans le cas de la compensation des mouvements cardiaques, le contenu fréquentiel de la perturbation est connu et est constitué essentiellement des harmoniques cardiaques. Étant donné que la fréquence cardiaque est susceptible de varier au cours du temps, elle peut être définie comme une fonction temporelle ω évoluant au voisinage d'une valeur de référence ω^* . La perturbation d'entrée d peut alors être considérée comme la somme de perturbations sinusoïdales d_i de fréquence variable de la forme :

$$d_i = A_i \cos \varphi_i \quad (3.25)$$

avec $\dot{\varphi}_i = i\omega$.

Pour le rejet de perturbations harmoniques de fréquence variable, Bodson et Douglas [Bodson97] ont proposé le schéma de commande adaptative illustré dans la FIGURE 3.13. En terme d'applications, cette approche a été mise en place pour le rejet de perturbation due à la rotation de disques durs [Sacks96]. Elle a également été retenue dans le cadre du rejet de perturbation dû aux problèmes de balourds dans le cadre de systèmes d'enroulement [Xu03]. Ce principe a également été envisagé pour la synthèse d'un observateur adaptatif dans le cadre du suivi des déplacements cardiaques [Ginhoux03]. Le principe de cette commande s'appuie sur l'estimation de deux composantes de la perturbation en quadrature de phase l'une par rapport à l'autre. Connaissant la fréquence de la perturbation ω , l'équation (3.25) peut s'écrire de la manière suivante :

$$d_i = \alpha_i \cos \hat{\varphi}_i - \beta_i \sin \hat{\varphi}_i \quad (3.26)$$

$$\hat{\varphi}_i = \int_0^t \omega_i(t) dt \quad (3.27)$$

où $\hat{\varphi}_i$ est une estimation de φ_i et $\omega_i = i\omega$ est la fréquence du i^e harmonique cardiaque. On a donc, compte tenu du gain complexe du système, une composante harmonique contenue dans le signal de mesure de la forme :

$$B_i \cos(\omega_i t + \phi_i). \quad (3.28)$$

Le signal de mesure est alors corrélé avec deux signaux harmoniques en quadrature de phase, $\cos(\omega_i t)$ et $-\sin(\omega_i t)$, fournissant respectivement les signaux y_1 et y_2 qui peuvent

être exprimés de la valeur suivante :

$$y_1 = \frac{B_i}{2} (\cos \phi_i + \cos(2\omega_i t + \phi_i)); \quad (3.29)$$

$$y_2 = \frac{B_i}{2} (\sin \phi_i - \sin(2\omega_i t + \phi_i)). \quad (3.30)$$

Les dynamiques du système à la fréquence ω_i^* sont ensuite compensées grâce à la matrice de gain P_i^{-1} qui est définie de la manière suivante :

$$P_i = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \operatorname{Re}[H(j\omega_i^*)] & -\operatorname{Im}[H(j\omega_i^*)] \\ \operatorname{Im}[H(j\omega_i^*)] & \operatorname{Re}[H(j\omega_i^*)] \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

où $H(j\omega_i^*)$ est le gain complexe du système entre l'entrée de commande u et la mesure \tilde{y} à la fréquence ω_i^* . On peut noter dans les expressions des signaux y_1 et y_2 des équations (3.29) et (3.30) qu'ils contiennent d'une part respectivement les termes $\cos \phi_i$ et $\sin \phi_i$ nécessaires à l'estimation de α_i et β_i , et d'autre part une composante de fréquence $2\omega_i$. Afin d'obtenir les estimations $\hat{\alpha}_i$ et $\hat{\beta}_i$, et d'éliminer la composante de fréquence double, les deux signaux sont intégrés. L'introduction du gain g permet d'établir un compromis entre la vitesse de convergence de l'algorithme et le filtrage de la composante harmonique de fréquence $2\omega_i$ présente après multiplication des signaux. Ensuite le schéma de commande en boucle ouverte adaptative mène à la loi de commande

$$u_i = \hat{\alpha}_i \cos \hat{\phi}_i - \hat{\beta}_i \sin \hat{\phi}_i \quad (3.32)$$

Pour des valeurs faibles de g , la stabilité du système en boucle fermée est garantie pour peu que la phase de $H(j\omega_i^*)$ soit correctement estimée avec une tolérance de $\pm 90^\circ$. Par conséquent cette méthode est robuste aux erreurs sur les paramètres du modèle. Cette méthode est également robuste par rapport aux erreurs de gain étant donné qu'elles n'auront une influence que sur la vitesse de convergence.

La FIGURE 3.13 montre un schéma de commande permettant la compensation d'une seule perturbation harmonique. Cependant il est possible d'utiliser plusieurs instances de cette commande en parallèle afin de compenser plusieurs harmoniques, en utilisant les multiples ω_i de la fréquence cardiaque comme entrées et en définissant les matrices de gain P_i^{-1} correspondantes.

3.6 Estimation de la fréquence cardiaque

Dans les différentes approches de commandes présentées précédemment la fréquence cardiaque est dans tous les cas supposée connue. Ne disposant pas de sa mesure, une

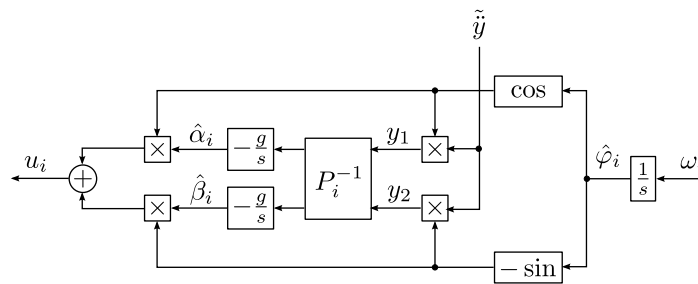


FIGURE 3.13 – Algorithme de commande en boucle ouverte adaptative.

estimation en temps réel est nécessaire. Bien que la fréquence puisse être estimée à partir du signal ECG, l'idéal serait de pouvoir la déterminer à partir du signal de mesure d'accélération, afin de conserver la complète indépendance du système vis-à-vis de son environnement. Pour la détection d'une fréquence dans un signal plusieurs méthodes sont disponibles.

Une solution courante pour ce type de problème est l'utilisation d'une boucle à verrouillage de phase ou PLL⁸. Cette approche nécessite de connaître l'intervalle dans lequel la fréquence est susceptible d'évoluer. Un signal sinusoïdal de fréquence variable autour d'une fréquence de référence proche de la fréquence réelle est généré. Ce signal est corrélé avec le signal mesuré, cette corrélation permettant de faire évoluer la fréquence de l'oscillateur vers une corrélation maximale, correspondant alors au synchronisme des deux signaux. On parle alors d'accroche de la PLL sur la fréquence du signal. Le réglage des PLL consiste à régler cette plage d'accroche. Ce principe est généralement utilisé pour détecter la fréquence fondamentale du signal. Or, dans notre cas, l'harmonique générant les accélérations les plus importantes n'est pas la fréquence cardiaque mais un harmonique supérieur, généralement le troisième. La PLL risque alors d'accrocher un harmonique qui n'est pas celui souhaité. Mais surtout, l'objectif étant de compenser les déplacements, dans le cas d'une compensation parfaite les harmoniques cardiaques sont absents du signal de mesure, rendant impossible l'accroche de la PLL. Cette solution n'est donc pas applicable dans ce contexte.

Il s'agit donc d'utiliser une méthode d'estimation de fréquence compatible avec le rejet de cette même fréquence. Dans [Bodson97] Bodson et Douglas proposent, en complément de l'approche de commande adaptative, une méthode d'estimation de la fréquence de la perturbation compatible. Il s'agit d'une version continue du filtre coupe-bande

8. Phase-Locked Loop

adaptatif de Regalia [Regalia91] à trois états régie par les équations :

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (3.33)$$

$$\dot{x}_2 = -2\zeta_\omega\omega x_2 - \omega^2 x_1 + k_\omega y \quad (3.34)$$

$$\dot{\omega} = -g_\omega(k_\omega y - 2\zeta_\omega\omega x_2)x_1 \quad (3.35)$$

avec ω la fréquence estimée et où le gain d'estimation g_ω , le coefficient d'amortissement ζ_ω et le gain du filtre k_ω sont des paramètres de réglage positifs. Ce filtre adaptatif est conçu pour éliminer la composante périodique prépondérante du signal, l'estimation de sa fréquence faisant partie du processus. Le réglage des paramètres permet d'établir un compromis entre la vitesse de convergence de l'algorithme et la précision de l'estimation. Ce filtre adaptatif a été testé en tant qu'estimateur de fréquence, en simulation puis sur le système expérimental, donnant de bons résultats, sauf en présence de basses fréquences, ce qui est le cas avec la présence des composantes respiratoires. Dans ce dernier cas les réglages des paramètres nécessaires pour que l'algorithme converge correctement ne permettent pas une estimation de la fréquence suffisamment précise pour assurer correctement la compensation. De plus, comme évoqué pour la PLL, cet algorithme se cale sur la fréquence principale du signal et il a été observé dans certains cas une tendance à changer d'harmonique d'accroche en cas de variation trop rapide de la fréquence.

Ces méthodes n'étant pas satisfaisantes pour l'application, il a été décidé d'estimer la fréquence cardiaque en se basant sur une mesure externe au système, en l'occurrence le signal ECG. Cette alternative, bien que rendant le système dépendant d'un élément extérieur pour l'estimation de fréquence, reste pertinente car peu contraignante. En effet, la présence de l'ECG est systématique durant l'opération. On tire donc bénéfice d'un signal déjà présent, aucun appareil de mesure supplémentaire n'étant alors nécessaire. Toutefois les ECG commerciaux ne comportent pas systématiquement de sortie fournissant la fréquence. Il y a donc lieu de l'estimer à partir du signal de l'ECG. Une solution également envisageable, et ne nécessitant pas de câblage entre l'ECG et le dispositif de compensation, est d'exploiter les signaux sonores émis par l'ECG.

Un algorithme basé sur une détection d'impulsions a donc été mis en place, les pics correspondant aux complexes QRS — il s'agit du complexe d'ondes de plus grande amplitude présent dans le signal ECG — étant détectés par seuillage. Le signal ECG pouvant comporter différentes irrégularités (cf. §1.2 p.8), l'algorithme de détection et d'estimation doit être robuste. Cela a donc été pris en compte, la FIGURE 3.14 illustrant le fonctionnement de l'algorithme d'estimation en présence de différentes irrégularités du signal.

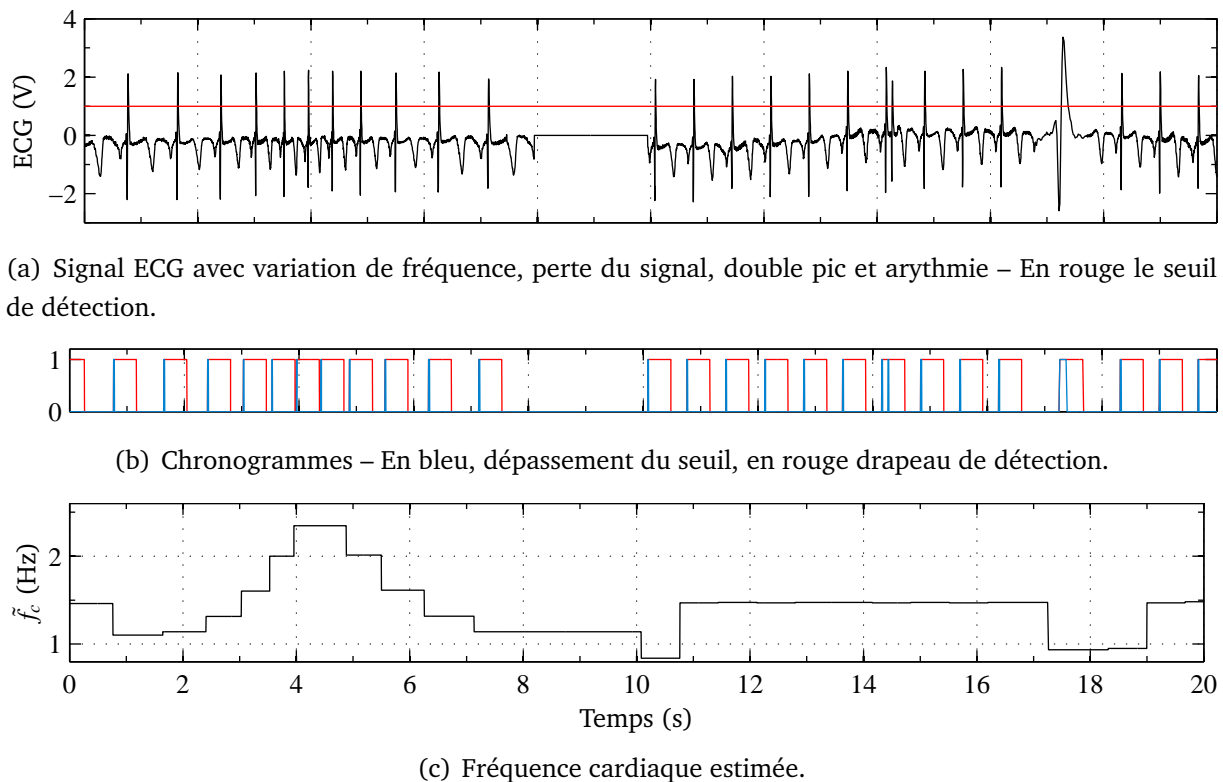
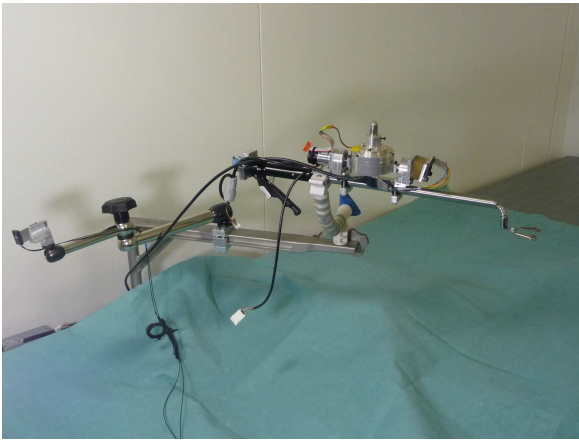


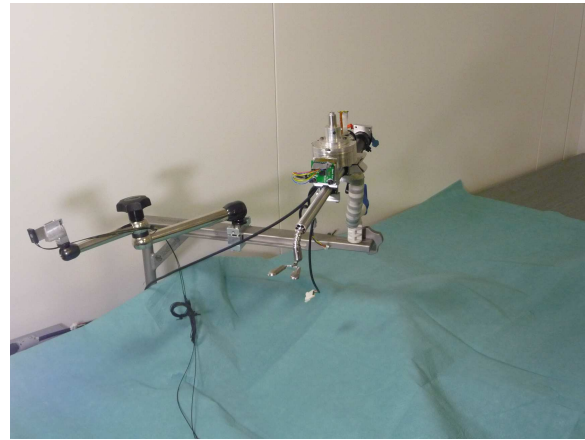
FIGURE 3.14 – Estimation de la fréquence cardiaque à partir d'un signal ECG comportant plusieurs défauts.

L'algorithme proposé fonctionne comme suit : la fréquence est estimée à partir de la période séparant deux complexes QRS successifs. Ces pics sont obtenus en comparant le signal ECG à un seuil préalablement fixé, fournissant un signal booléen de dépassement. Les fronts montants du signal de dépassement sont détectés déclenchant la levée d'un drapeau. Afin d'éliminer la double détection de pics, le drapeau n'est réarmé qu'après un délai défini. Il doit être suffisant long pour éviter une double détection même en cas d'extrasystole — dans ce cas la durée du complexe QRS est plus longue — tout en étant inférieur à la période du signal cardiaque la plus courte devant potentiellement être mesurée, soit de l'ordre de 0,7 s. Le cas de la non détection de pic a également été pris en compte. Il peut alors s'agir d'un complexe QRS d'amplitude moindre ou de la perte du signal ECG. Pour ce faire, si le temps écoulé depuis la dernière détection est trop important (proche du double de période précédente) on considère qu'un pic a été manqué. Il est alors reconstruit en considérant que la fréquence est restée constante. Tant que la détection du signal n'a pas repris, les pics continuent d'être reconstruits suivant cette méthode.

Deux approches de commande différentes ont donc été considérées pour la compensation des efforts cardiaques par l'intermédiaire d'un gyrodyne, toutes deux admettant comme entrée de mesure un signal d'accélération. Dans les deux cas la connaissance du contenu fréquentiel de la perturbation est prise en compte avec comme paramètre d'entrée la fréquence cardiaque, cette dernière étant estimée à partir de l'ECG grâce à un algorithme de détection robuste à différents défauts du signal. L'importante variabilité des paramètres du modèle du stabilisateur a également été mise en valeur, faisant de la robustesse de la loi de commande vis-à-vis de ces erreurs une qualité nécessaire.



(a) Configuration I.



(b) Configuration II.



(c) Configuration III.



(d) Configuration IV.



(e) Configuration V.

FIGURE 3.15 – Identification des paramètres du modèle dans différentes configurations.

Simulations et expérimentations

LE dispositif de compensation GyroLock ayant été conçu et différentes méthodes de commande envisagées, L'ensemble du système a été évalué. Ce chapitre présente ces différentes étapes de test. Dans un premier temps les résultats d'évaluation en simulation sont présentés, montrant les limites de l'approche basée sur l'observateur de Kalman et les qualités de l'approche adaptative pour cette application, la robustesse étant le critère déterminant. Ensuite sont présentés les résultats expérimentaux. Le dispositif d'expérimentation sur simulateur est alors rapidement évoqué. Sont ensuite présentés les résultats obtenus lors d'expérimentations réalisées *in vivo* en bloc opératoire et en conditions réelles. Enfin la possibilité d'étendre la compensation à deux directions avec le même dispositif est envisagée, des résultats préliminaires obtenus en simulation étant alors présentés.

4.1 Simulations

Pour la simulation et la mise au point des lois de commandes décrites précédemment, le modèle complet (cf. §3.1 p.45) a été utilisé, ses paramètres correspondant aux paramètres identifiés expérimentalement. Le signal de perturbation cardiaque d a été extrait des données récoltées lors d'expériences *in vivo* antérieures (cf. §1.4 p.15) et le bruit de mesure w , mesuré directement sur le système dans des conditions de fonctionnement comparables. Concernant le modèle du stabilisateur les paramètres utilisés ont été ceux obtenus par identification dans la configuration I (FIGURE 3.15 p.70) qui sera par la suite considérée comme la configuration de référence, la variabilité des paramètres étant prise en compte dans un second temps.

4.1.1 Réglage des lois de commande

Afin d'implémenter les lois de commande sur le système, leurs différents paramètres doivent être réglés. Si dans le cas de la commande adaptative le seul paramètre de réglage est le gain g , dans les cas de la commande basée sur l'observateur de Kalman, leur nombre est plus important. En effet, si de plus on considère plusieurs harmoniques il s'agira de définir les paramètres optimaux des filtres sélectifs, ainsi que les gains de retour d'état K_1 et K_2 assurant le centrage de l'étrier. De même, dans le cadre de la commande par retour d'état les pondérations p_i sur les états devront être définies.

Le choix a été fait de réaliser ce réglage par optimisation. Pour cela un algorithme a été mis au point, l'objectif étant de déterminer le jeu de paramètres e_i permettant le meilleur niveau de compensation, en se basant sur les mesures expérimentales des efforts cardiaques. Pour évaluer la performance de compensation, le critère de performance choisi pour la minimisation a été l'amplitude RMS du déplacement résiduel y , pour les fréquences supérieures à 0,5 Hz, l'objectif n'étant pas de compenser les basses fréquences. Cette évaluation a été effectuée à partir du signal de déplacement filtré grâce à un filtre passe-haut, éliminant ainsi les composantes respiratoires. Afin de limiter l'amplitude des déplacements de l'étrier, la contrainte d'inégalité $|q_3(t)| < 45^\circ$ a également été prise en compte.

L'algorithme d'optimisation mis au point est un algorithme stochastique basé sur une adaptation gaussienne et s'apparentant aux algorithmes génétiques. Définissons le vecteur de paramètres $\bar{e}^j(k) = [e_1^j(k) \dots e_n^j(k)]$ où $e_i^j(k)$ est le i^e paramètre du j^e individu de la k^e génération, et n le nombre de paramètres à optimiser

1. Pour l'initialisation, une population de p individus $\bar{e}^j(0)$ est générée aléatoirement suivant une répartition uniforme sur l'intervalle dans lequel on souhaite effectuer la recherche de l'optimum.
2. Une simulation est exécutée, utilisant les paramètres de chaque individu $\bar{e}^j(k)$, soit p simulations au total. À partir des résultats obtenus, les individus ne respectant pas la contrainte d'inégalité sont éliminés. Afin de conserver une population de taille définie, pour chaque individu éliminé, un nouveau est généré aléatoirement en utilisant les mêmes paramètres de tirage que pour l'ensemble des autres individus de la génération courante. Une fois qu'une population de p individus validant la contrainte est obtenue, les individus présentant un critère de performance supérieur à la moyenne sont sélectionnés.
3. La valeur moyenne $\bar{m}(k)$ et l'écart type $\bar{\sigma}(k)$ de la sous-population de la génération k sélectionnée sont calculés. Une nouvelle génération $k + 1$ de p individus est alors générée aléatoirement suivant la loi normale $\mathcal{N}(\bar{m}(k), \bar{\sigma}(k)^2)$.

4. Les étapes 2. et 3. sont alors répétées jusqu'à ce que l'écart type $\bar{\sigma}(k)$ soit considéré comme petit devant la valeur moyenne $\bar{m}(k)$.

La nature stochastique de cet algorithme permet de converger vers un optimum même dans le cas d'un espace de recherche discontinu. De plus, bien que la solution trouvée ne soit pas nécessairement l'optimum global, il permet, grâce à la dispersion du domaine de recherche, de sortir des minima locaux.

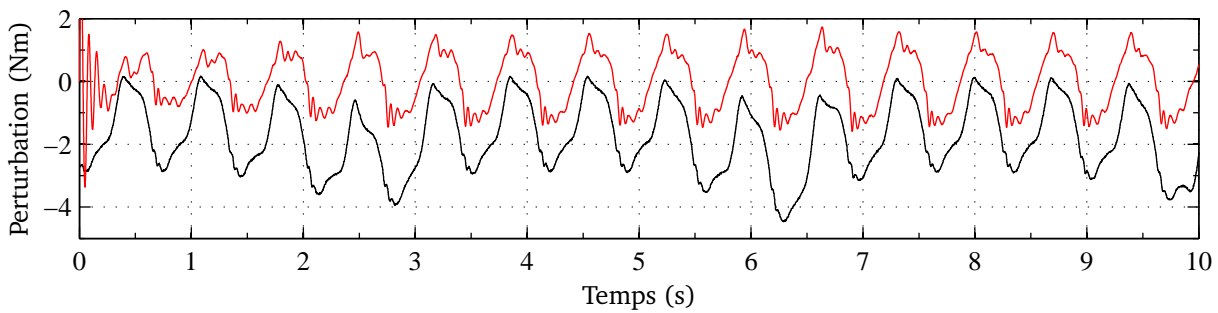
4.1.2 Commande basée observateur

L'observateur intégrant le modèle de la perturbation décrit dans le chapitre précédent a donc été réglé en utilisant l'algorithme d'optimisation qui vient d'être décrit. Concernant le modèle de perturbation, les deux harmoniques principaux de l'effort cardiaque ont été ciblés, soit ceux de rang un et trois. Les performances ont alors été testées en simulation. La perturbation utilisée était issue de mesures réelles et une acquisition du bruit de mesure était appliquée au signal d'accélération.

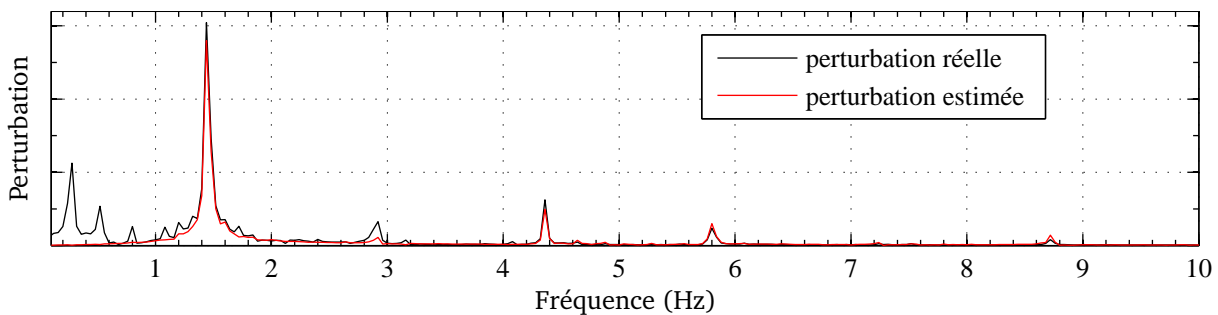
Évaluation de l'observateur

Les résultats de l'estimation de la perturbation, obtenus en simulation en utilisant une perturbation issue des données expérimentales, sont présentés dans la FIGURE 4.1, dans les domaines temporel et fréquentiel. On peut voir que l'estimation converge après un temps de l'ordre de 3 s, ensuite on peut voir que la perturbation est correctement estimée en termes d'amplitude et de phase, excepté pour les composantes respiratoires et la composante continue que l'on ne cherche pas à prendre en compte. L'amplitude RMS de l'erreur pour les fréquences supérieures à 1 Hz est de 0,278 N ce qui correspond à 25 % de l'amplitude RMS du signal initial. Ce résultat est cohérent étant donné que l'on ne cherche à estimer que deux harmoniques en particulier, les autres composantes cardiaques n'étant pas prises en compte. Cela est confirmé dans le domaine fréquentiel (FIGURE 4.1(b)) où l'on peut voir que les deux harmoniques ciblés, à 1,5 et 4,5 Hz, sont correctement estimés, avec des erreurs respectives de $-8,1$ (-0,7 dB) et $-20,9$ % (-2 dB). On peut cependant remarquer que, bien qu'ils n'aient pas été ciblés certains harmoniques de fréquences supérieures, autour de 6 et 9 Hz, sont également estimés. Ceci peut être imputé à l'étape de correction de l'observateur qui, compte tenu des réglages, attribue ces harmoniques aux perturbations d'entrée et non au bruit de mesure.

Concernant les estimations des autres grandeurs, soit la position y et la vitesse \dot{y} , les performances de l'observateur sont globalement comparables. Ces performances sont résumées dans la TABLE 4.1. On peut remarquer les estimations portant sur la position y et la perturbation d présentent des résultats très similaires alors que l'estimation de



(a) Domaine temporel.



(b) Domaine fréquentiel.

FIGURE 4.1 – Évaluation de l'estimation de la perturbation. En noir la perturbation réelle d , en rouge la perturbation estimée \hat{d} .

\dot{y} est légèrement différente avec une meilleure estimation des harmoniques alors que l'amplitude RMS de l'erreur est plus importante. Cela peut s'expliquer par le fait que dans le cas de la vitesse on n'observe pas d'estimation des harmoniques non ciblés.

Comme il a été vu plus haut (cf. §3.1.2 p.51), les erreurs potentielles sur les paramètres du modèle sont importante. Afin d'évaluer l'influence de ces erreurs sur la qualité de l'estimation, l'observateur synthétisé à partir du jeu de paramètres correspondant à la configuration I a été testé pour un modèle du stabilisateur correspondant aux configurations II à V. Les résultats concernant l'erreur d'estimation de la perturbation sont résumés dans la TABLE 4.2. On peut clairement voir que les performances sont dégradées en présence de ces erreurs. On peut toutefois remarquer que l'amplitude de l'erreur d'estimation n'est pas directement en relation avec l'amplitude de l'erreur sur les paramètres. En effet, bien que l'erreur sur les paramètres soit nettement plus importante avec la configuration IV qu'avec la configuration III (TABLE 3.1 p.52), l'erreur d'estimation est moindre. Cette comparaison n'est toutefois qu'un indicateur préliminaire, le comportement en boucle fermée étant différent.

TABLE 4.1 – Performances de l'observateur pour les différentes grandeurs estimées.

Grandeur estimée	d	y	\dot{y}
Erreur RMS ^a	25 %	25 %	46 %
Erreur harmonique 1,5 Hz ^b	-8,1 %	-8 %	+1,8 %
Erreur harmonique 4,5 Hz ^b	-20,9 %	-19 %	+3,8 %

a. Rapport entre l'amplitude RMS de l'erreur et l'amplitude RMS du signal réel.

b. Erreur d'estimation de l'harmonique (rapport linéaire).

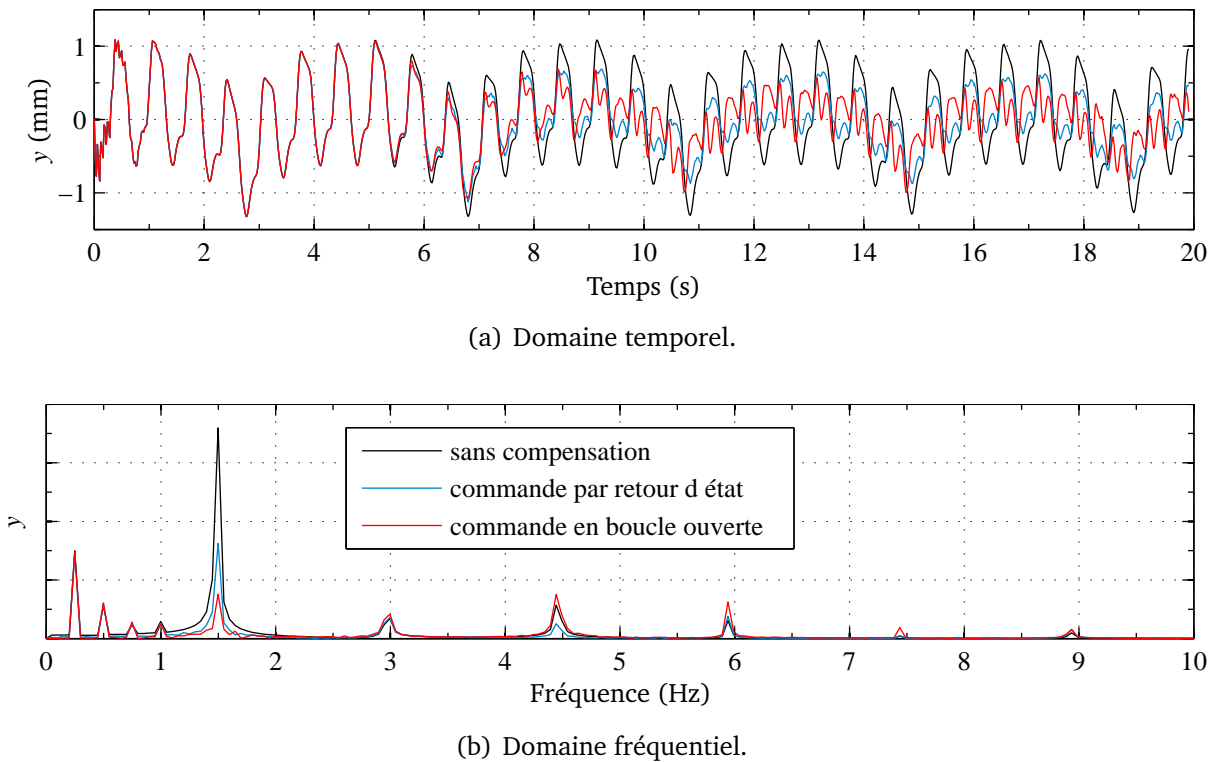
TABLE 4.2 – Performances de l'estimation de la perturbation en fonction de la configuration du stabilisateur.

Configuration	I	II	III	IV	V
Erreur RMS ^a d	25 %	29 %	45 %	36 %	102 %

a. Rapport entre l'amplitude RMS de l'erreur d'estimation et l'amplitude RMS de la perturbation réelle.

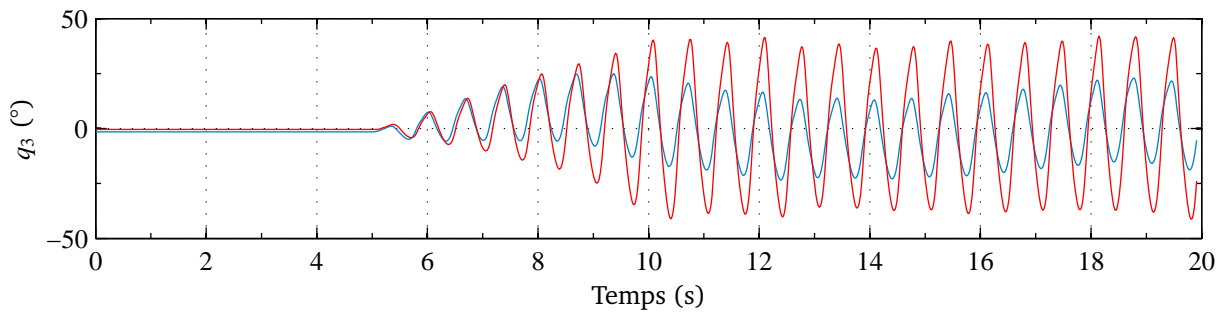
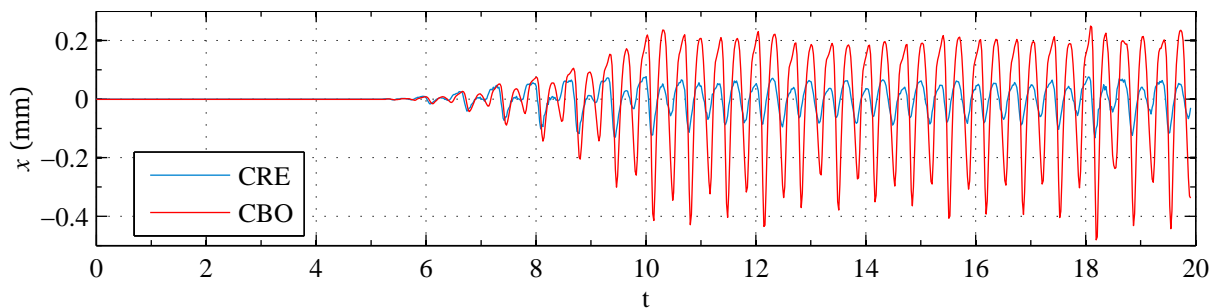
Simulations en boucle fermée

L'ensemble du système a été simulé en boucle fermée en utilisant l'observateur précédent et les deux lois de commande envisagées : la CRE et la CBO (cf. §3.4 p.57) [Gagne10b]. Les différents retours d'état K_i ont également été déterminés à l'aide de l'algorithme stochastique d'optimisation défini plus haut (cf. §4.1.1 p.72). Dans le cas de la CBO les simulations présentaient dans un premier temps des oscillations à la fréquence de 11 Hz, déjà identifiée d'après les transmittances comme étant critique du point de vue de la stabilité. Afin de remédier à cette difficulté un filtre passe-bas de fréquence de coupure 10 Hz a été mis en place à la sortie de la commande pour en limiter la bande passante. Dans le but de limiter les effet transitoires, et d'autoriser le temps nécessaire à l'intégration de q_3 pour garantir le centrage de l'étrier, la loi de commande a été activée progressivement selon une rampe et ce pour $t \in [5 \ 10]$ s. Les résultats en termes de déplacements sont présentés dans la FIGURE 4.2. On peut d'ores et déjà voir que, une fois complètement activées soit $t > 10$, l'effet de compensation de la composante cardiaque des deux lois de commandes est effectif. Cet effet de compensation a été quantifié, en considérant la réduction de l'amplitude RMS du déplacement pour les fréquences supérieures à 1 Hz, avant et après activation de la compensation. Des réductions de 42 % et 52 % ont été obtenues avec la CRE et la CBO respectivement. La

FIGURE 4.2 – Résultats de déplacement y .

CBO présente donc de ce point de vue un niveau de performance légèrement supérieur. L'étude du déplacement dans le domaine fréquentiel (FIGURE 4.2(b)) permet de voir que l'effet de la compensation ne s'applique effectivement qu'aux harmoniques ciblés (1,5 et 4,5 Hz). À ce niveau on peut voir que le premier harmonique ciblé est mieux compensé dans le cas de la CBO que dans celui de la CRE avec une réduction de 79 % contre 55 %. Concernant le second, la CRE présente une réduction de 56 % alors que la CRE amplifie l'harmonique de 30 %, ce défaut étant certainement lié au filtre passe-bas nécessaire à la stabilité, qui limite l'effet de la commande au delà du premier harmonique. Le niveau de compensation de la CRE ne dépend donc manifestement pas de la fréquence, alors que dans le cas de la CBO les performances sont nettement dégradées avec l'augmentation de la fréquence. En effet on peut également voir que les harmoniques supérieurs, à 6, 7,5 et 9 Hz, sont amplifiés. Cela confirme la limitation de cette approche en hautes fréquences. Cependant ce problème pourrait être réduit avec un filtrage plus adapté, atténuant davantage ces harmoniques supérieurs tout en affectant moins le second harmonique ciblé.

Les résultats concernant l'excursion q_3 de l'étrier sont présentés dans la FIGURE 4.3(a). On peut clairement observer l'absence de dérive et le centrage effectif de l'étrier au cours

(a) Excursion q_3 de l'étrier.(b) Déplacement x .FIGURE 4.3 – Génération de déplacements x non désiré.

de la compensation, confirmant l'efficacité des retours mis en place sur \tilde{q}_3 et \hat{I}_{q_3} . On peut toutefois remarquer que la CRE est davantage sujette au problème de centrage de l'étrier, comme en témoignent les fluctuations de l'enveloppe des oscillations de l'étrier, la stabilisation de sa valeur moyenne étant plus longue dans ce cas que dans celui de la CBO. Concernant l'amplitude, elle respecte dans les deux cas les limites préalablement fixées avec des intervalles de $\pm 22^\circ$ et de $\pm 40^\circ$ pour la CRE et la CBO, respectivement. Cette différence est directement en lien avec la différence de compensation du premier harmonique ciblé. En effet, on a pu voir que la compensation des composantes basse fréquence est celle qui nécessite les plus grands débattements de l'étrier, or la CBO présente un niveau de compensation de ce premier harmonique plus élevé que la CRE. On a pu voir que l'éloignement de l'étrier entraîne la génération d'un couple suivant \bar{y} , qui a pour effet de générer un déplacement x parasite. Ces déplacements sont présentés dans la FIGURE 4.3(b). Le débattement étant plus important avec la CBO, c'est cette même loi de commande qui entraîne les plus grands déplacements x avec une amplitude crête-à-crête de 0,6 mm contre 0,2 mm avec la CRE. Cependant le défaut introduit avec ces déplacements indésirables est inférieur au bénéfice apporté en termes de compensation, ce qui confirme l'intérêt du principe.

Afin d'évaluer la robustesse de la commande aux erreurs sur les paramètres du modèle, les deux lois de commande ont été testées en introduisant des erreurs sur ces paramètres. En ce qui concerne la CRE, elle s'est montrée très sensible, l'introduction d'une erreur même faible entraînant l'instabilité du système. En effet, la solution obtenue par optimisation correspond au niveau de compensation le plus élevé, et donc aux gains de retour d'état K_3 et K_4 les plus élevés également, tout en restant dans le domaine de stabilité. La solution trouvée pour un paramétrage donné se trouve donc à la limite de la stabilité, ce qui explique le problème de la sensibilité. Toutefois, une marge de stabilité peut être introduite, mais cela implique de limiter les gains de retour d'état ce qui, par conséquent, entraîne une diminution du niveau de compensation. La CBO quant à elle s'est révélée nettement plus robuste aux erreurs sur les paramètres du modèle. Afin de quantifier cette robustesse, le système a été simulé en introduisant des erreurs sur les paramètres L , J_x , k et f , les bornes de ces intervalles ayant été déterminées par dichotomie. Les intervalles d'erreur pour lesquels le système restait stable tout en apportant un bénéfice en terme de compensation ont été déterminés, et sont reportés dans la TABLE 4.3. Ces résultats montrent d'ores et déjà que les intervalles de robustesse

TABLE 4.3 – Évaluation de la robustesse de la CBO.

Paramètre	L	J_x	k	f
Intervalle relatif ^a]0 ; 1,25]	[0,99 ; 1,33]	[0,86 ; 1,01]	[0,2 ; 13]

a. Intervalle de variation du paramètre relatif au paramètre parfaitement identifié, pour un effet de compensation positif.

obtenus avec la CBO ne permettront pas la compensation pour n'importe quelle configuration du stabilisateur, étant donnée l'amplitude potentielle des erreurs. En effet, cette approche est en particulier sensible aux erreurs sur J_x et k , paramètres présentant les plus grandes variations pour les différentes configurations. De plus, bien que l'effet de la compensation soit positif dans ces intervalles, les performances se dégradent lorsque l'erreur augmente. Le système a par ailleurs été simulé pour les configurations II à V, l'observateur ayant été calculé à partir des paramètres correspondant à la configuration I. Dans tous les cas le système s'est révélé être instable.

Cela confirme donc le fait que cette solution est difficilement envisageable en l'état pour l'application de compensation des mouvements cardiaques en conditions opératoires. Comme il a été envisagé dans le chapitre précédent, l'estimation des paramètres du modèle pourrait être réalisée en ligne grâce à la mise en place d'un filtre de Kalman étendu à l'estimation de ces paramètres. Cependant, cette solution entraîne une claire augmen-

tation de la complexité de la commande et du nombre de paramètres de réglage mis en jeu. C'est pourquoi cet aspect n'a pas été développé, d'autant plus que l'autre approche envisagée qu'est la commande adaptative constitue une alternative simple et efficace.

4.1.3 Commande adaptative

Le système a été simulé, la compensation étant assurée par la commande adaptative (cf. §3.5 p.64). Dans ce cas, la vitesse du gyroscope était fixée à $\Omega = 40\,000$ tr/min. Concernant le réglage de la commande, la matrice de gain P^{-1} était calculé à partir du modèle identifié dans la configuration I, le gain d'adaptation étant réglé à $g = 0,05$, valeur empiriquement définie comme étant la plus élevée sans induire de problème d'instabilité. En effet, l'augmentation du gain permet d'augmenter la vitesse de convergence, cependant au delà d'une certaine valeur cette convergence n'est plus assurée et le système diverge. Ce schéma de commande a été implémenté quatre fois en parallèle afin de compenser les quatre premiers harmoniques cardiaques. La perturbation d appliquée au système correspondait aux mesure faites *in vivo*, la fréquence étant estimée à partir du signal ECG correspondant grâce à l'algorithme d'estimation présenté plus haut (cf. §3.6 p.65). Cette estimation $\hat{\omega}$ était alors envoyée en entrée de chacune des instances i du correcteur adaptatif, fournissant une estimation $\hat{\omega}_i = i\hat{\omega}$ de la fréquence de chaque harmonique ciblé.

Les résultats obtenus en terme de déplacement sont présentés dans la FIGURE 4.4. On peut clairement voir qu'après l'activation de la commande à $t = 10$ s, l'algorithme de commande converge, la composante cardiaque du déplacement étant progressivement compensée, 90 % du niveau de performance final étant atteint au bout de 40 s. Le temps de convergence est donc nettement plus long avec cette approche de commande que dans le cas de la commande basée sur l'observateur. Ceci est directement lié à la faible valeur du gain d'adaptation g nécessaire pour assurer la stabilité. Une fois la compensation établie, une réduction de 82 % de l'amplitude RMS des déplacements résiduels a été mesurée pour les fréquences supérieures à 1 Hz. Ce résultat est nettement meilleur que ceux obtenus avec l'approche par observation. L'analyse de ces déplacements dans le domaine fréquentiel, montre que la compensation des harmoniques ciblés est presque complète, les autres fréquences n'étant pas affectées. Les réductions mesurées pour ces quatre harmoniques sont respectivement de 93 %, 88 %, 89 % et 75 %. Cela confirme l'efficacité de cette approche dans le domaine du rejet de perturbations harmoniques.

Si l'on considère maintenant les déplacements de l'étrier présentés dans la FIGURE 4.5 on peut voir qu'ils restent limités avec $|q_3| < 20^\circ$ avec aucun problème de dérive. Par conséquent, l'excursion étant faible, les déplacements parasites x sont également faibles.

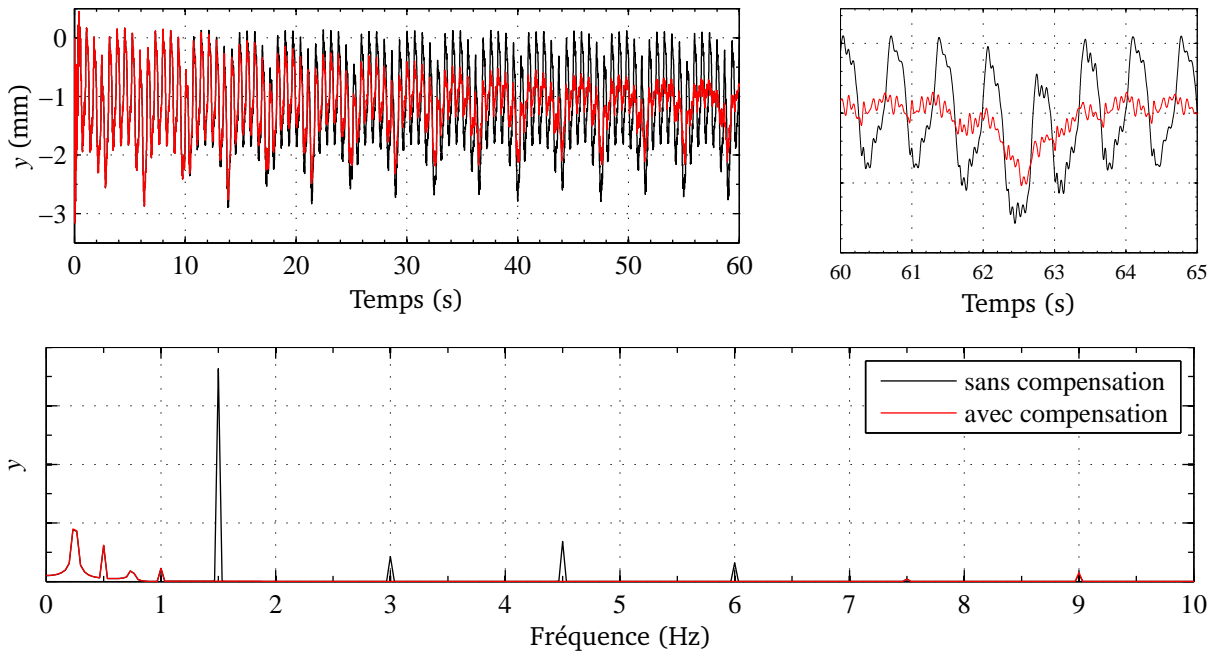
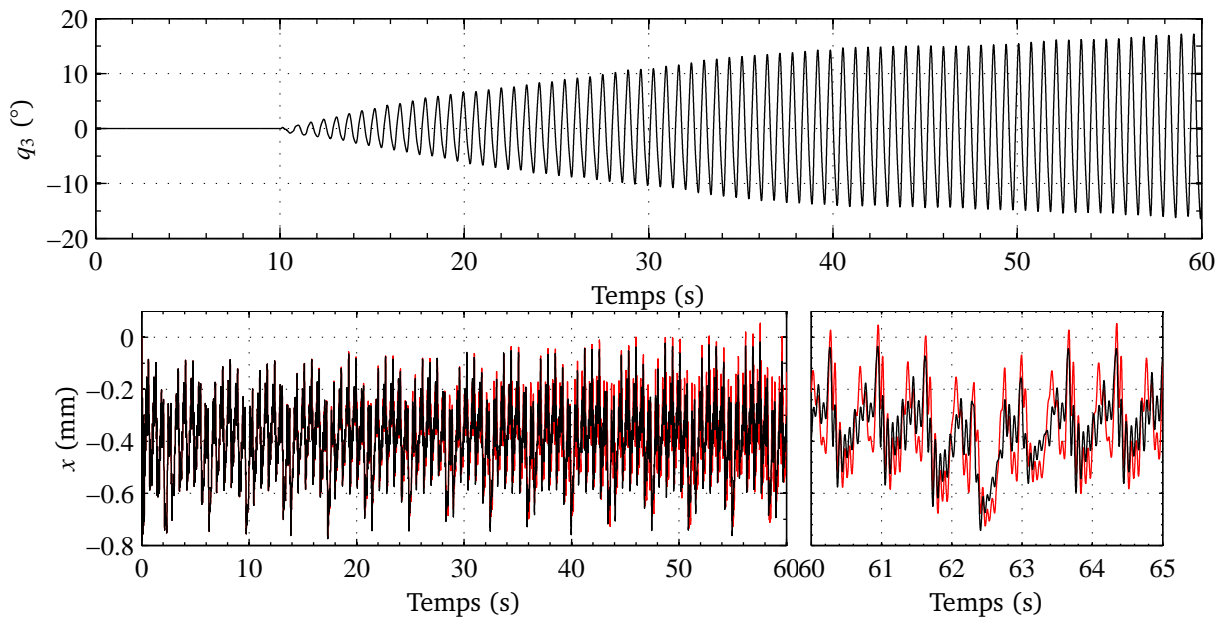


FIGURE 4.4 – Résultats de déplacement y . Compensation activée à $t = 10$ s.

La FIGURE 4.5 montre la comparaison de ces déplacements avec et sans compensation. L'augmentation de l'amplitude crête-à-crête est faible et de l'ordre de 0,1 mm, cependant l'amplitude RMS pour les fréquences supérieures à 1 Hz est augmentée de 47%. Afin d'évaluer sa robustesse, la commande adaptative a été soumise au même test que la CBO associée à l'observateur. Les intervalles d'erreur sur les paramètres du modèle pour lesquels l'effet de compensation est positif ont été déterminés. Ces résultats sont résumés dans la TABLE 4.4. Ces intervalles de tolérance sont nettement supérieurs à ceux obtenus avec la première approche, confirmant le plus haut niveau de robustesse de l'approche adaptative. De plus, contrairement à la CBO basée sur l'observation, les performances de stabilisation restent identiques dans l'ensemble du domaine de stabilité. En effet, le système réglé pour les paramètres correspondant à la configuration I a été testé pour les configurations II à V. Le niveau de compensation était quasiment identique dans tous les cas, excepté pour la configuration IV pour laquelle le système s'est révélé instable. Ce résultat est cohérent étant donné que dans ce cas le paramètre J_x était en dehors de l'intervalle de stabilité. Par ailleurs, on peut remarquer que ces intervalles ne sont à chaque fois bornés que d'un côté. Il est donc possible de maximiser la robustesse en choisissant un modèle pour le réglage de la commande utilisant les paramètres L_{max} , $J_{x_{max}}$, k_{min} et f_{min} , ce qui permettrait alors que, quelle que soit la configuration choisie, les paramètres se trouvent toujours dans les intervalles de stabilité.

FIGURE 4.5 – Débattement de l'étrier q_3 et déplacement x .

4.2 Expérimentations

En se basant sur les résultats de simulations, deux solutions ont paru envisageables, la CBO associée à l'observateur de Kalman et la commande adaptative. L'étape suivante consistait donc à tester ces deux approches sur le dispositif expérimental. D'un point de vue technique, les deux commandes ont été implémentées sur un contrôleur temps-réel Adept sMI6 connecté aux deux actionneurs et aux deux capteurs, l'accéléromètre et le capteur optique de déplacement. La FIGURE 4.6 décrit l'architecture du système. Le contrôleur était alors paramétré pour exécuter la loi de commande avec une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz. Cette fréquence étant nettement plus élevée que celles des dynamiques du système, l'effet de l'échantillonnage a pu être considéré comme négligeable. Un PC connecté au contrôleur via FireWire permettait la supervision, le lancement de séquences du programme, et l'acquisition des données.

4.2.1 Expériences *ex vivo*

Dans un premier temps le système a été testé *ex vivo* (FIGURE 4.7), le dispositif de stabilisation utilisé étant un Octopus TE de la société Medtronic. Afin de simuler l'action du cœur, un robot a été placé au contact de l'extrémité distale du stabilisateur. Il reproduisait alors les séquences de déplacement souhaitées. Ces déplacements étaient transformés en efforts par le biais d'une interface flexible intercalée entre l'effecteur

TABLE 4.4 – Évaluation de la robustesse de la commande adaptative.

Paramètre	L	J_x	k	f
Intervalle relatif ^a	$]0 ; 1,22] L_0$	$]0 ; 1,26] J_{x0}$	$[0,82 ; \infty[k_0$	$[0,4 ; \infty[f_0$

a. Intervalle de variation du paramètre x relatif au paramètre parfaitement identifié x_0 , pour un effet de compensation positif.

Configuration	I	II	III	IV	V
Niveau de compensation ^{b d}	-82 %	-81,9 %	-82,5 %	instable	-83 %

b. Réduction de l'amplitude RMS du déplacement hors composantes respiratoires.

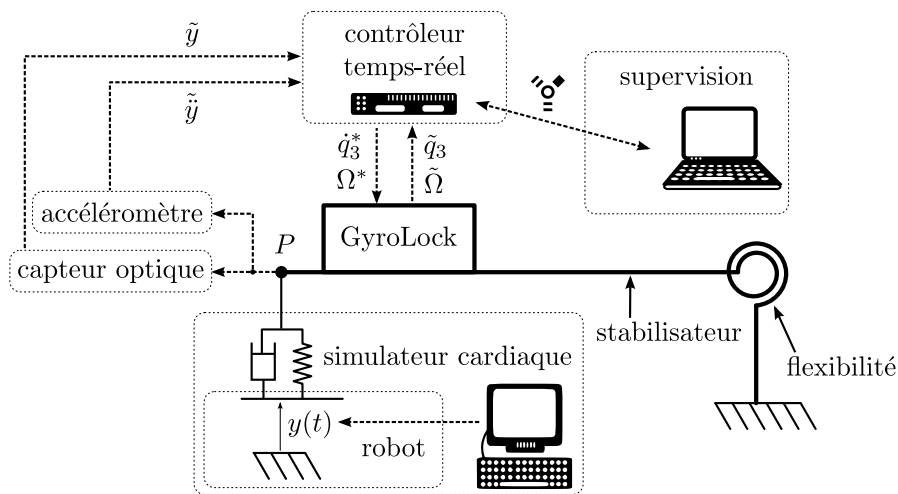


FIGURE 4.6 – Architecture du dispositif expérimental.

du robot et le stabilisateur, cette interface présentant volontairement une raideur et un amortissement afin de reproduire le contact avec le myocarde.

Approche par observation et CBO

Concernant la CBO associé à l'observateur, les résultats obtenus en termes de déplacements sont présentés dans la FIGURE 4.8. Dans ce cas l'observateur avait été synthétisé en prenant en compte un seul harmonique dans le modèle de la perturbation. La perturbation quant à elle était également sinusoïdale. On peut observer qu'après son activation à $t = 7$ s le niveau de compensation augmente jusqu'à atteindre un niveau de réduction de l'amplitude du déplacement de 61 %. Ce résultat n'égale pas ceux obtenus

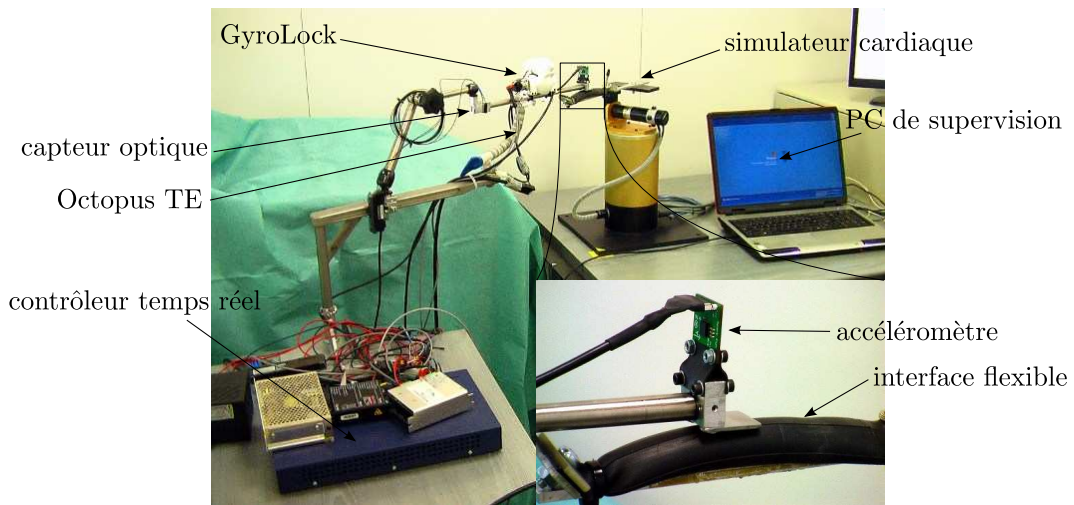


FIGURE 4.7 – Vue d'ensemble du montage expérimental.

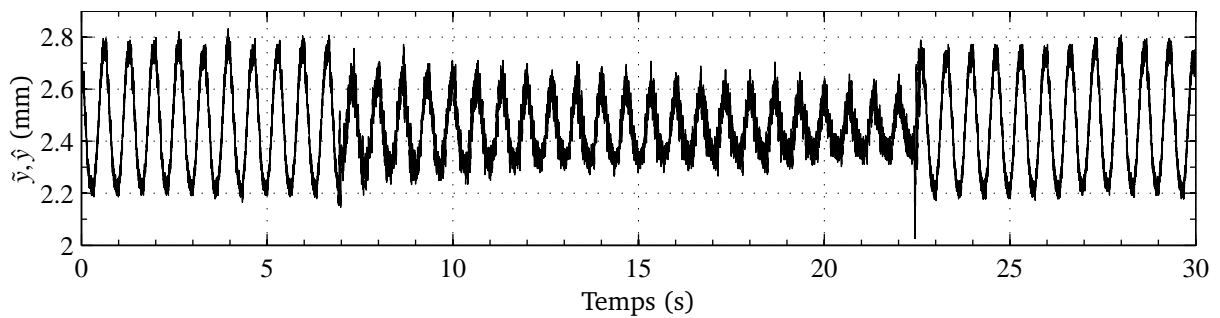


FIGURE 4.8 – Résultats de déplacement pour la CBO associée à l'observateur.

en simulation, la réduction obtenue alors étant de 79% pour le premier harmonique. Cela peut être expliqué par les imprécisions de l'estimation de l'effort de perturbation. Afin de comparer les efforts estimés et ceux qui s'appliquent en réalité sur le système, le dispositif a été équipé d'un capteur d'effort positionné au point d'application de la perturbation, permettant ainsi de comparer l'estimation obtenue avec une mesure témoin. On peut voir dans la FIGURE 4.9 que l'estimation est correcte avant l'activation de la compensation, l'amplitude RMS de l'erreur étant de 0,87 mm ce qui représente 38% du signal initial. Cependant on peut clairement voir qu'une fois la compensation activée, cette erreur augmente, la perturbation étant surestimée, sa valeur atteignant les 2,36 mm soit 55% de la valeur de départ. Ces erreurs sont nettement plus importantes que les 25% obtenus en simulation, ce qui explique la réduction du niveau de performance. On peut par ailleurs remarquer que, une fois la compensation désactivée, l'estimateur converge de nouveau vers la valeur de la mesure. Cette erreur d'estima-

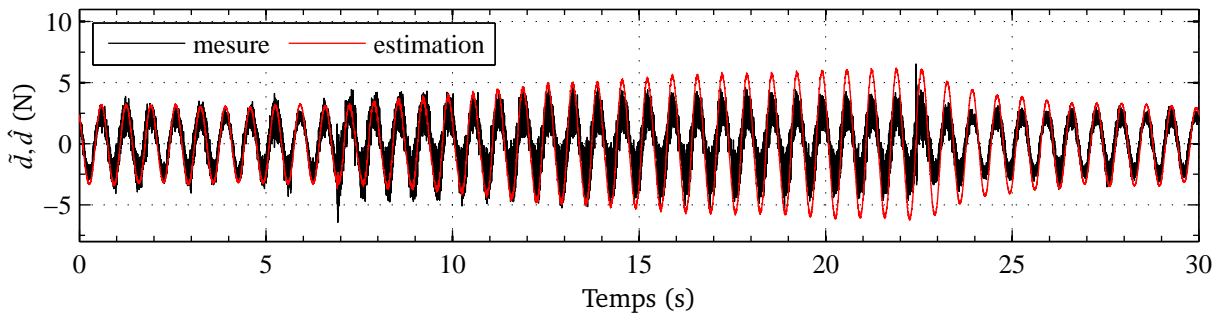


FIGURE 4.9 – Comparaison entre la mesure et l’estimation de d .

tion est donc liée à l’activation de la compensation. Ce phénomène peut s’expliquer par l’apparition de perturbations liées aux mouvements de l’étrier. En effet, sur le système expérimental, l’axe de l’étrier ne passe pas exactement par le centre de gravité du sous-ensemble comprenant l’étrier et le gyroscope. Des efforts selon \vec{y} sont donc susceptibles de s’appliquer au système. Ils sont alors estimés par l’observateur comme faisant partie de la perturbation cardiaque, ce qui engendre une augmentation de l’excursion de l’étrier. Cela peut se vérifier grâce aux mesures de l’angle q_3 présentées dans la FIGURE 4.10. On peut voir que l’amplitude de son débattement ne converge pas vers une

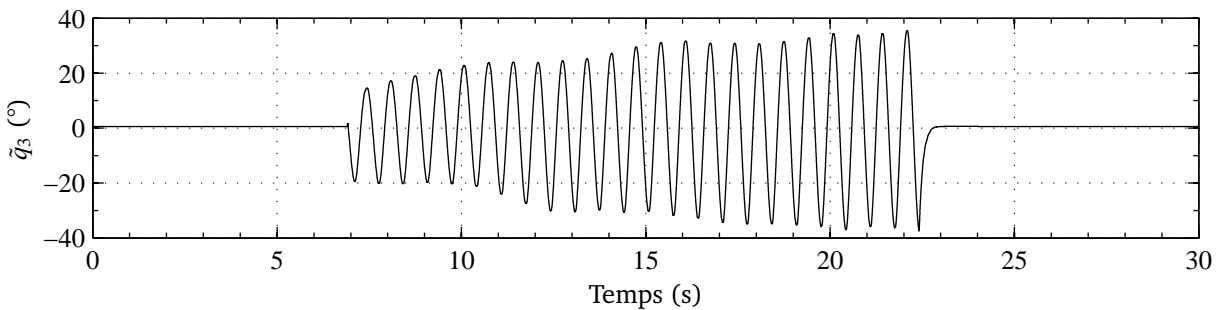


FIGURE 4.10 – Angle de l’étrier pour la CBO.

valeur finale mais augmente indéfiniment jusqu’à atteindre les butées du systèmes, ce qui provoque l’arrêt de la loi de commande. Cela confirme donc le fait que l’estimation de la perturbation et le débattement de l’étrier s’amplifient mutuellement. L’exemple présenté ne comportait qu’un harmonique. Dans d’autres cas testés, qui comportaient cette fois plusieurs harmoniques, ce problème d’amplification mutuelle était encore plus présent, le dispositif devenant rapidement instable. Ces tests expérimentaux confirment donc la sensibilité de l’approche par observation vis-à-vis des erreurs de modélisation. Étant donnés les résultats obtenus, cette approche n’a donc pas dépassé le stade des essais sur simulateur.

Approche adaptative

L'approche de compensation adaptative a, quant à elle, été testée dans des conditions comparables. Deux instances de l'algorithme adaptatif ont été implémentées sur le système ciblant respectivement les deux plus importants harmoniques cardiaques, soit le premier et le troisième. Dans l'exemple présenté ici, la perturbation appliquée sur le système était un signal de synthèse de type cardiaque comportant six harmoniques. Les résultats concernant le déplacement sont présentés dans la FIGURE 4.11. On peut voir

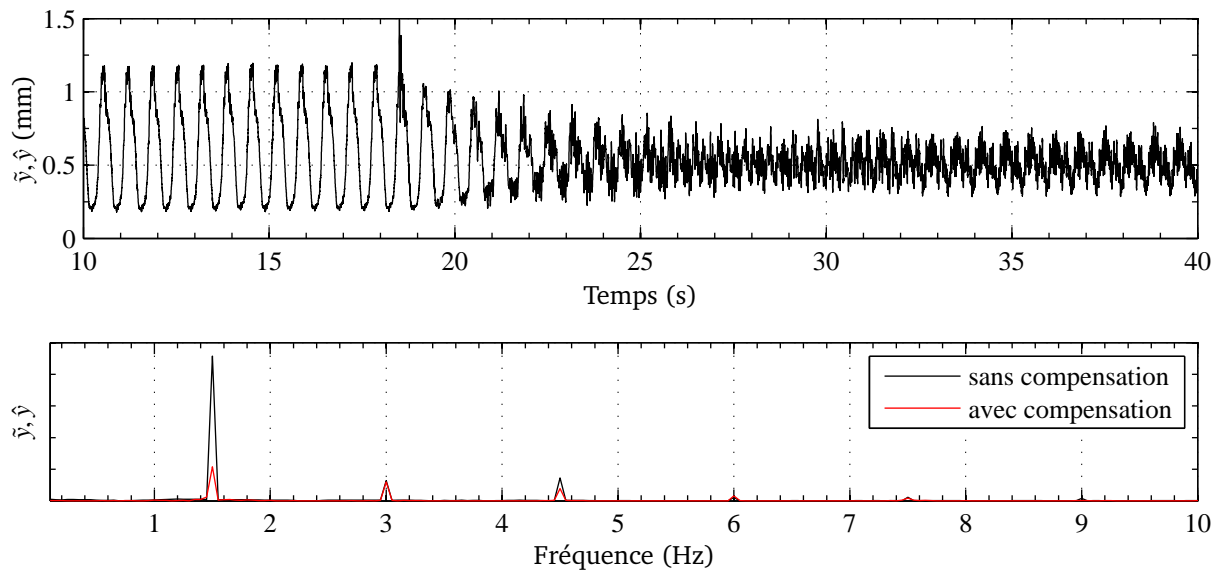


FIGURE 4.11 – Résultats de déplacement pour la commande adaptative.

qu'après activation de la loi de commande à $t = 18$ s, l'algorithme converge, ses performances maximales étant atteintes en moins de 10 s, avec une réduction de l'amplitude RMS de 71 %. Dans le domaine fréquentiel, on peut voir que la compensation n'affecte que les deux harmoniques ciblés, avec des niveaux de compensation respectifs de 76 et 46 %. Mis à part le fait que la compensation est plus faible pour le deuxième harmonique, ces résultats sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus en simulation. Concernant l'angle de l'étrier (FIGURE 4.12), aucun problème de dérive n'apparaît grâce aux retours sur \tilde{q}_3 et $I_{\tilde{q}_3}$, sa valeur moyenne étant centrée sur zéro avec $|q_3| < 30^\circ$. Les tests en conditions expérimentales de la commande adaptative donnent donc entière satisfaction, les résultats obtenus correspondant aux attentes suite aux résultats obtenus en simulation.

Une des qualités avancées précédemment de cette approche est sa robustesse. L'exemple suivant a pour but de tester cet aspect. L'objectif dans ce cas était d'évaluer la réponse du système en cas d'irrégularité du rythme cardiaque, dans le cas d'une extrasystole

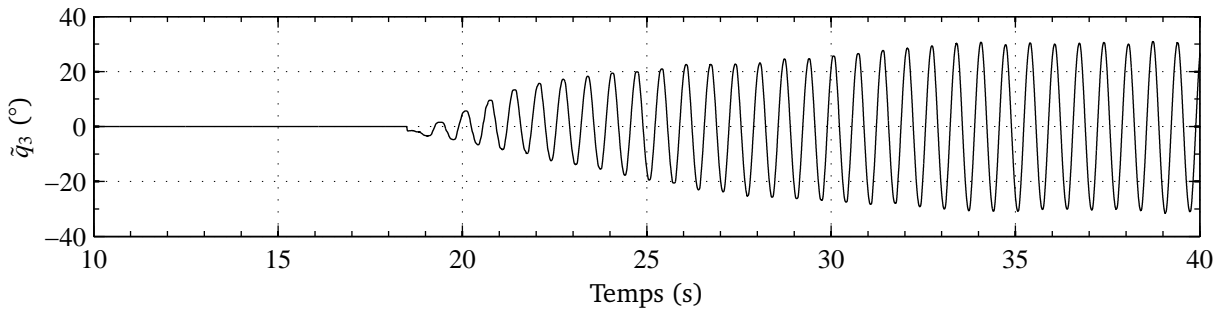


FIGURE 4.12 – Angle de l'étrier pour la commande adaptative.

par exemple. Le système a alors été soumis à une perturbation de type cardiaque incluant les composantes cardiaques et respiratoires ainsi qu'une inversion de phase de la composante cardiaque survenant toutes les 10 s. On peut voir l'impact de ce défaut sur le déplacement (FIGURE 4.13) à $t = 9$ s, juste avant l'activation de la compensation, et à $t = 19$ s lorsque la compensation est active. Une fois la loi de commande activée

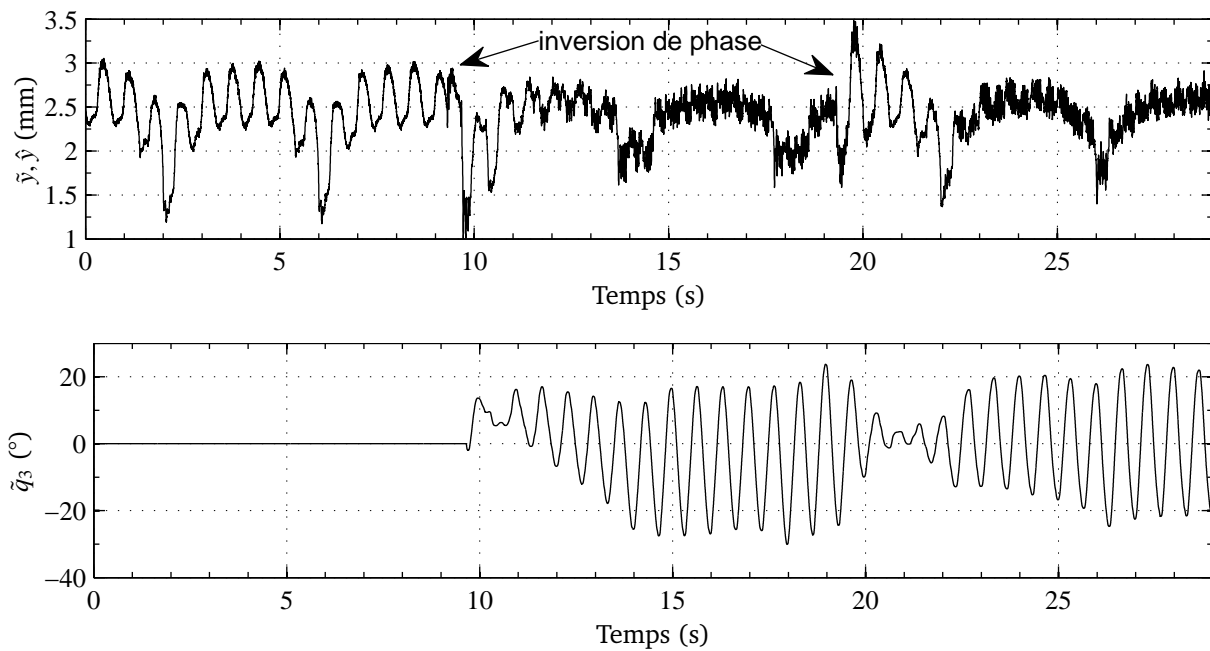


FIGURE 4.13 – Évaluation du comportement en cas d'arythmie.

à $t = 9,5$ s, la stabilisation converge jusqu'à atteindre son niveau maximal à partir de $t = 15$ s. On peut voir ensuite que lorsque survient le second défaut à $t = 19$ s le déplacement est temporairement amplifié durant 1,5 s. L'algorithme atteint ensuite un niveau de compensation nul, comme en atteste la mesure de q_3 , puis converge de nouveau vers

son niveau de performance maximal. Ce test a donc permis de valider le fait que la commande adaptative n'est pas déstabilisée lorsque survient un défaut dans la perturbation. Il s'agit bien évidemment d'une qualité essentielle dans le cadre de l'application.

4.2.2 Expériences *in vivo*

Le système GyroLock a été testé expérimentalement lors d'expérimentations réalisées *in vivo*. L'objectif était de tester le système en conditions réelles et, en particulier, de mettre à l'épreuve sa capacité à s'adapter aux incertitudes et contraintes liées au vivant. Il s'agissait également de vérifier la compatibilité avec l'environnement opératoire et de s'assurer que le dispositif n'ait pas d'effet néfaste sur le sujet.

Protocole expérimental

Les tests ont été réalisés en accord avec les réglementations françaises en vigueur concernant l'expérimentation animale ainsi que les directives du Conseil Européen (86/609/EEC). Ils ont été effectués sur un sujet porcin pour ses similitudes physiologiques avec l'humain, en particulier en ce qui concerne le système cardiovasculaire, qui en font un modèle expérimental fiable. Le sujet utilisé était un porc femelle ne présentant pas de problème de santé et pesant entre 40 et 45 kg. Le sujet a été sevré durant les 24 h précédant l'opération avec un accès libre à l'eau potable. Une prémédication constituée d'injections intramusculaires de ketamine (7 ml) et d'azaperone (3 ml) (Stresnil; Janssen-Cilag, Belgique) a été administrée 1 h avant l'opération. L'anesthésie a été déclenchée par injection intraveineuse de propofol (10 ml/30 kg) combiné avec du pancuronium (2 ml), puis maintenue avec 2% d'isoflurane. Une prophylaxie antibiotique (Cephalexin 1 g) a également été administrée par voie intraveineuse.

Comme le montre la FIGURE 4.14 qui présente le dispositif expérimental, le porc a été couché sur le dos, offrant un accès direct à la cage thoracique et au sternum. L'accès au cœur a été ménagé grâce à une sternotomie médiane, la cage thoracique ayant ensuite été maintenue ouverte à l'aide d'un sternotome permettant ainsi l'accès au médiastin. Le péricarde a ensuite été précautionneusement disséqué afin de permettre un accès direct à l'épicaire. Bien que la voie d'accès par sternotomie ne soit pas une approche mini-invasive, les conditions restent comparables du point de vue des dynamiques du système, permettant ainsi l'évaluation des performances du dispositif *in situ*. De plus l'accès à ciel ouvert permet visuellement une analyse plus aisée des réactions éventuelles du sujet. Concernant la respiration, le sujet a été intubé et la respiration a été imposée à une fréquence constante par l'intermédiaire du respirateur. Afin de détecter toute conséquence inhérente à l'utilisation du dispositif, en particulier au niveau des réactions

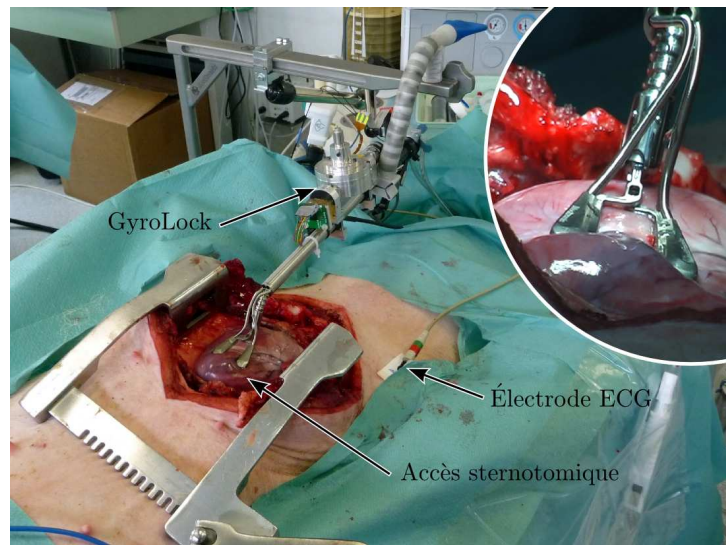


FIGURE 4.14 – Montage expérimental.

éventuelles du cœur, aucun principe cardio-actif n'a été administré durant l'opération afin de stabiliser le rythme cardiaque.

Le ventricule gauche a été identifié comme étant la zone du cœur présentant les mobilités les plus importantes durant le cycle cardiaque. Il a donc été décidé d'évaluer la stabilisation sur cette zone précise, en considérant qu'il s'agissait de la configuration requérant le plus haut niveau de performances de la part du système. Le dispositif de stabilisation passive a donc été positionné de manière à maintenir le ventricule gauche. Le système utilisé était un modèle Octopus TE de la société Medtronic, dédié aux interventions cardiaques mini-invasives.

Le système GyroLock a été monté sur le stabilisateur passif, la configuration de montage correspondant à la configuration V (cf. FIGURE 3.15 p.70), l'axe du stabilisateur étant parallèle à l'axe cranio-caudal. Le système, équipé des deux capteurs, l'accéléromètre et le capteur optique de déplacement (cf. §2.4.2 p.41), a été mis en route, la vitesse de rotation du gyroscope Ω étant réglée à 40 000 tr/min. Du point de vue de la commande, l'algorithme adaptatif a été implémenté pour la compensation des quatre premiers harmoniques cardiaques. Ces quatre versions de l'algorithme ont été réglées à partir du modèle du système identifié *ex vivo* dans la configuration I. La configuration utilisée durant ces tests était donc différente de celle dans laquelle le système a été identifié, permettant ainsi d'évaluer la robustesse de la loi de commande face aux erreurs d'identification. Les matrices de gain P_i^{-1} ont donc été calculées, en considérant la fréquence cardiaque de référence $\omega^* = 1,5$ Hz.

Afin d'estimer en temps réel la fréquence cardiaque, deux électrodes ont été position-

nées sur la peau du sujet au-dessus du cœur à gauche et à droite, au niveau des membres antérieurs, fournissant ainsi un signal ECG. L'estimation de fréquence a ensuite été obtenue grâce à l'algorithme d'estimation par détection présenté plus haut (cf. §3.6 p.65).

Résultats et analyses

Ces expérimentations se sont déroulées en deux temps. Le dispositif a tout d'abord été testé en utilisant l'accéléromètre monté sur le système d'amortisseur à base de gel. Le problème des bruits de mesure sur l'accélération ont été évoqués, ainsi que leur influence sur les performances du système. Le dispositif a donc, dans un second temps, été évalué en utilisant le capteur optique comme source du signal de mesure, la commande adaptative étant réglée en conséquence. L'objectif était alors de tester le dispositif dans des conditions plus favorables afin d'en évaluer les performances potentielles, indépendamment de la technologie de capteur choisie. Les résultats numériques de ces deux tests sont résumés dans la TABLE 4.5.

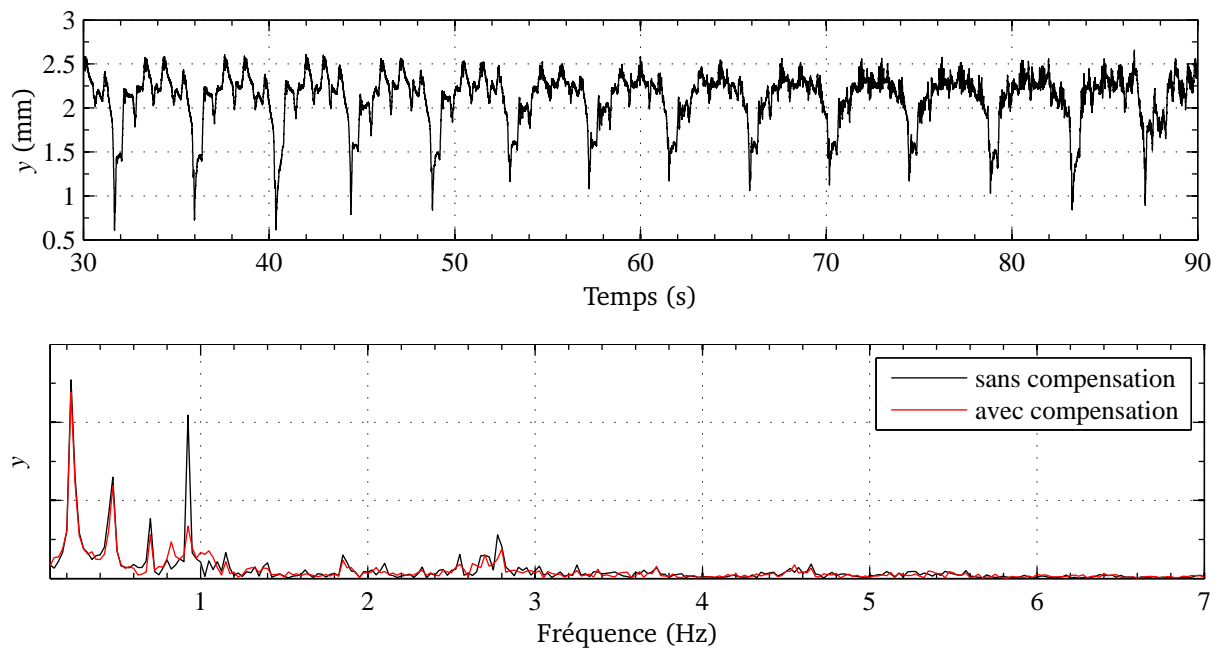


FIGURE 4.15 – Tests *in vivo* – Résultats de déplacement y . Compensation activée à $t = 48$ s.

La FIGURE 4.15 présente les résultats en termes de déplacement du premier test exploitant le signal de l'accéléromètre. La compensation dans ce cas a été activée à $t = 48$ s,

le gain de la commande adaptative étant fixé à $g = 0,1$, gain défini expérimentalement comme étant le plus élevé tout en assurant la convergence. La diminution de l'amplitude RMS du déplacement pour les fréquences supérieures aux harmoniques respiratoires a été évaluée à 47 %. On peut voir que les performances maximales de compensation sont atteintes après un temps de convergence de l'ordre de 25 s. Cette durée est directement liée au réglage du gain g réglé à sa valeur maximale admissible pour les raisons qui viennent d'être énoncées. Ce temps, bien qu'important, reste cependant tout à fait acceptable dans le cadre de l'application. La décomposition fréquentielle du déplacement montre quant à elle que l'effet compensatoire est bien concentré sur les harmoniques ciblés, le reste du spectre restant inchangé. Une diminution de 68 % (-10 dB) a été mesurée pour l'harmonique fondamentale (0,94 Hz), la compensation n'excédant pas -33 % (-3,5 dB) pour les trois autres harmoniques (1,88, 2,82 et 3,76 Hz). Il est à noter que lors de ce test les amplitudes des harmoniques, hormis le fondamental, étaient particulièrement faibles. Le quatrième en particulier était déjà presque inexistant dans le signal avant compensation. Le rapport signal à bruit était donc particulièrement désavantageux pour ces fréquences, ce qui participe à expliquer les plus faibles performances de compensation pour les harmoniques au delà du fondamental.

Concernant les déplacements de l'étrier (FIGURE 4.16), on peut voir qu'ils restent dans

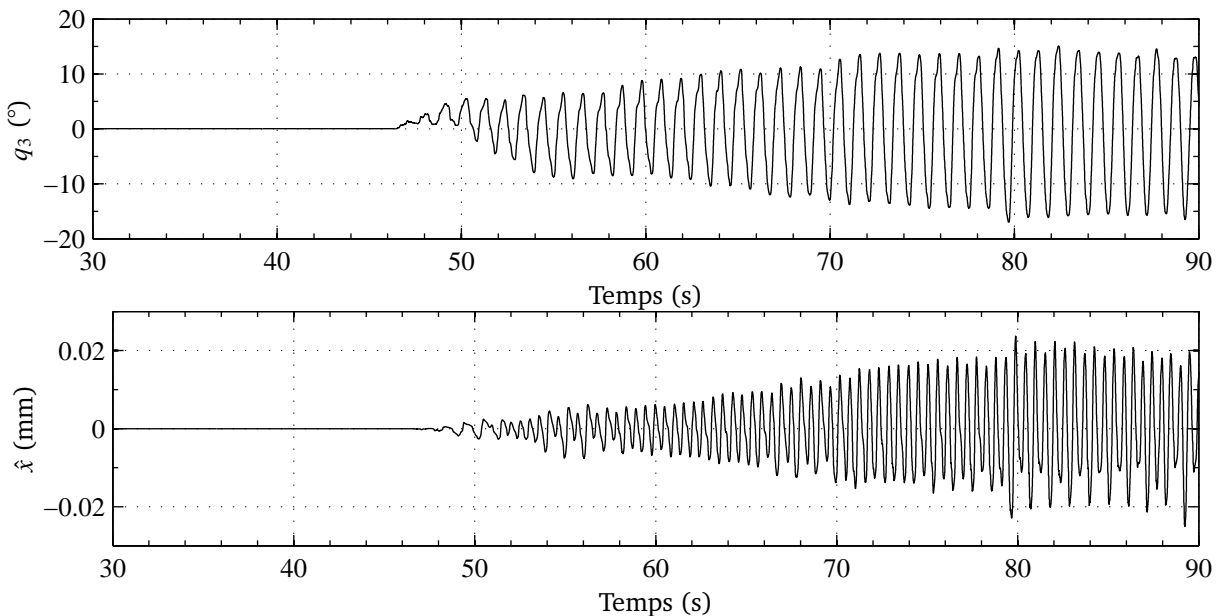


FIGURE 4.16 – Tests *in vivo* – Débattement de l'étrier q_3 et estimation du déplacement \hat{x} .

des limites acceptables avec une excursion maximale de 18° , aucun problème de dérive ne pouvant être identifié. Par conséquent les déplacements perturbateurs selon \bar{x} sont

également faibles. Ces déplacements n'ont pas été mesurés, cependant ils peuvent être estimés à partir de la mesure de vitesse \tilde{q}_3 de l'étrier et du modèle identifié du système. De cette manière, des amplitude RMS de 0,014 mm et crête-à-crête de 0,054 mm ont été déterminées, ce qui constitue un déplacement négligeable compte tenu du bénéfice apporté en terme de compensation de y .

Par ailleurs, la FIGURE 4.17 présente la fréquence cardiaque estimée au cours du test

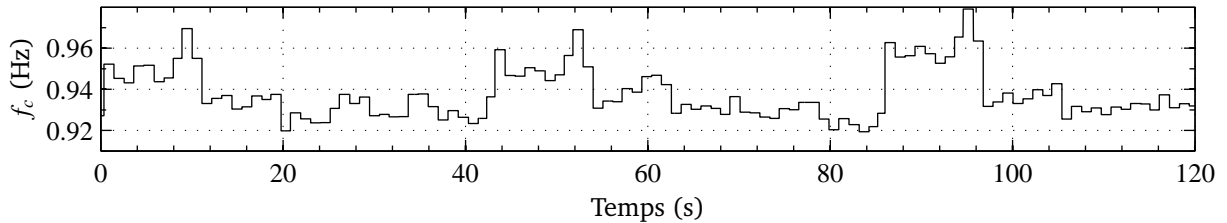


FIGURE 4.17 – Estimation de la fréquence cardiaque.

(cf. §3.6 p.65). D'une part, on ne constate pas d'influence des variations de la fréquence sur les performances de la compensation, et d'autre part, aucune variation de fréquence ne peut non plus être imputable à la mise en route de la compensation.

Ce premier test a donc permis de valider le principe de compensation à l'aide du système GyroLock, montrant qu'un système complètement indépendant peut compenser les déplacements dus aux sollicitations cardiaques. Toutefois les résultats obtenus n'atteignent pas encore ceux obtenus en simulation en termes de performances. Afin d'évaluer le principe indépendamment de la technologie de capteur choisie, le système a ensuite été testé en basant la compensation sur le signal de déplacement issu du capteur optique.

Les résultats concernant les déplacements lors de ce second test sont présentés dans la FIGURE 4.18. Ici, l'effet de la compensation des composantes cardiaques est clair, le mouvement résiduel étant essentiellement dû à la respiration une fois que la commande a convergé. Une réduction de 70 % de l'amplitude RMS du signal hors respiration a alors été mesurée. L'activation de la compensation ayant été effectuée à $t = 23$ s, on peut constater que les performances finales sont atteintes dans un temps de 10 s. Comparé au test précédent, le temps de convergence est dans ce cas nettement plus court. Cette durée est directement liée au réglage du gain g d'adaptation de la commande qui était ici de 0,4. En effet, avec l'utilisation du signal fourni par le capteur optique, ce gain a pu être réglé à une valeur nettement supérieure. Cela est lié au fait que le rapport signal à bruit est dans ce cas beaucoup moins important et autorise donc un gain d'adaptation plus élevé sans risque d'instabilité du système. D'un point de vue fréquentiel, là aussi seules les composantes cardiaques sont affectées par la compensation. Par ailleurs on

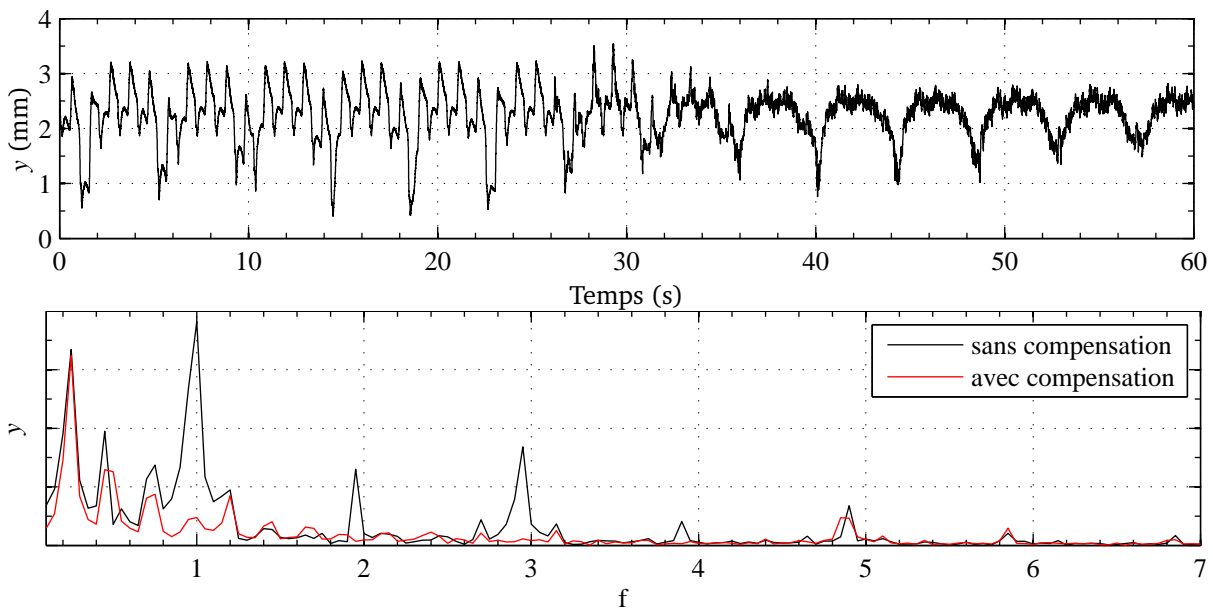


FIGURE 4.18 – Résultats de déplacement y . Compensation activée à $t = 23$ s.

peut nettement voir que les harmoniques cardiaques ciblés sont presque complètement annulés. En termes de performances, le taux de compensation mesuré était de plus de 92 % pour les quatre fréquences avec un taux de 99 % pour le troisième et le quatrième. Ces résultats montrent clairement l'efficacité de la commande adaptative pour le rejet de perturbations harmoniques.

En ce qui concerne l'excursion de l'étrier (FIGURE 4.19), elle ne présente pas là non plus de problème de dérive et est maintenue dans un intervalle acceptable avec $|q_3| < 40^\circ$. Le fait que ce débattement soit plus important que dans le cas précédent peut principalement s'expliquer par la différence d'amplitude du déplacement initial entre les deux tests. En effet l'amplitude crête-à-crête lors du test basé sur la mesure d'accélération était de l'ordre de 0,5 mm, alors que dans le deuxième cas elle atteignait les 1,5 mm. Par conséquent le déplacement x induit est également plus important, les amplitudes RMS et crête-à-crête relevées étant respectivement de 0,063 et 0,3 mm. Bien que ce déplacement soit plus important, il reste nettement inférieur au bénéfice introduit par ailleurs par la compensation.

Comme précédemment on n'observe pas d'influence mutuelle entre la fréquence cardiaque estimée (FIGURE 4.20) et les performances de compensation. La capacité d'adaptation de la loi de commande et l'absence de conséquence de la compensation sur le rythme cardiaque sont donc confirmées.

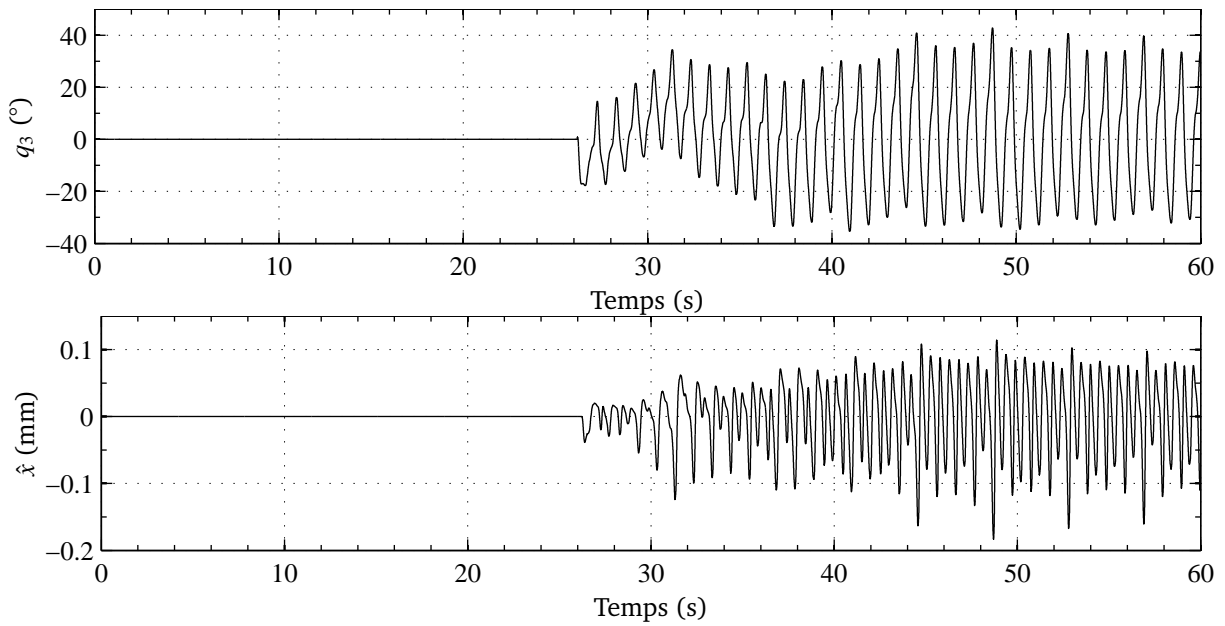
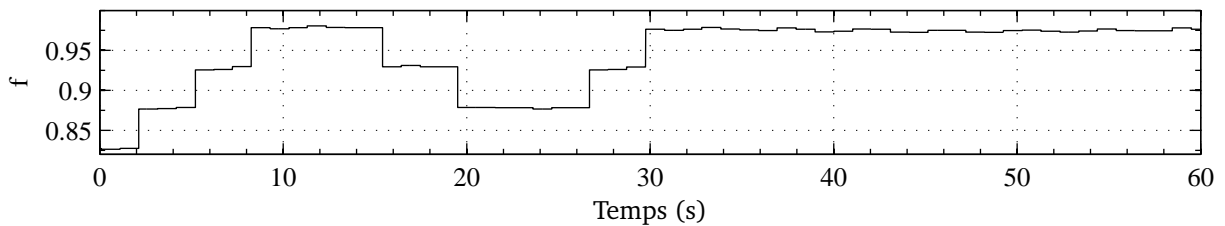
FIGURE 4.19 – Débattement de l'étrier q_3 et estimation du déplacement \hat{x} .

FIGURE 4.20 – Estimation de la fréquence cardiaque.

Ces tests ont donc permis de prouver qu'un dispositif de compensation autonome tel que le GyroLock est capable de compenser les efforts cardiaques en temps réel, la seule donnée nécessaire étant la fréquence cardiaque. L'utilisation de la commande adaptative semble quant à elle tout à fait adaptée à l'application. La variabilité de la fréquence n'est pas problématique à condition que sa valeur soit connue. De plus de très bons niveaux de compensation ont pu être obtenus malgré des erreurs importantes d'identification du modèle. Par ailleurs, la comparaison des résultats des deux tests réalisés en utilisant des capteurs de technologies différentes a permis de mettre en évidence l'impact du bruit de mesure sur la dégradation des performances de compensation. Ce problème avait déjà été relevé par Bodson [Bodson01] dans le cas d'algorithmes adaptatif permettant le rejet de perturbation en présence de bruit, même élevé, mais au prix d'une dégradation de leurs performances. Ainsi, bien que de nombreuses précautions

TABLE 4.5 – Résultats numériques des tests réalisés *in vivo*.

Source du signal	Accéléromètre	Capteur optique
Amplitude RMS ^a	-47%	-70%
Amplitude crête-à-crête ^a	-31%	-64%
1 ^{er} harmonique ciblé ^b	-68%	-92%
2 ^e harmonique ciblé ^b	-23%	-94%
3 ^e harmonique ciblé ^b	-55%	-99%
4 ^e harmonique ciblé ^b	+9%	-99%
Temps de convergence	25 s	10 s
Amplitude de l'étrier	±18°	±40°
\hat{x} , amplitude RMS ^c	0,014 mm	0,063 mm
\hat{x} amplitude crête-à-crête ^c	0,054 mm	0,3 mm

a. Comparaison de l'amplitude de \tilde{y} avec et sans compensation. Les harmoniques respiratoires ne sont pas pris en compte.

b. Niveau de compensation calculé à partir de la décomposition fréquentielle.

c. Estimation du déplacement x générée basée sur les données expérimentales de la vitesse de l'étrier \tilde{q}_3 et sur le modèle identifié.

aient été prises afin de réduire l'effet des vibrations sur la mesure, les résultats lors de l'usage de l'accéléromètre se sont révélés moins bons que lorsqu'une mesure non bruitée a été exploitée. Cependant un facteur supplémentaire de perturbation de la mesure d'accélération a été observé lors de ces tests. En effet, le sous-ensemble, composé de l'accéléromètre et de l'amortisseur à base de gel, se comportait comme un système oscillant, sa fréquence naturelle de vibration étant dans le domaine des fréquences cardiaques et excitée par celles-ci. Le système d'amortissement mériterait donc d'être optimisé afin que sa fréquence propre soit en dehors de la plage des fréquences d'excitation tout en maximisant le niveau de filtrage des vibrations.

Toutefois, le test réalisé en se basant sur la mesure optique de déplacement a permis de montrer les performances pouvant être atteintes par le système GyroLock avec un signal de meilleure qualité. Ces résultats, comparés aux études antérieures, sont tout à fait satisfaisants. En effet, lors des expérimentations de Bachta [Bachta08b] réalisées *in vivo*, les résultats rapportés, en termes de réduction des amplitudes RMS et crête-à-crête

du déplacement, étaient légèrement meilleurs que ceux obtenus ici avec le capteur optique. Cependant dans notre cas les déplacements dus à la respiration n'ont pas été pris en compte, et de meilleurs résultats ont été obtenus en ce qui concerne la compensation des harmoniques cardiaques en particulier. De plus, davantage de contraintes liées au contexte réel ont été prises en compte ici, et des erreurs sur les paramètres du modèle ont volontairement été introduites. Par ailleurs, dans l'étude présentée ici un système de stabilisation passive reconfigurable du commerce a été utilisé, présentant des flexibilités plus importantes que le dispositif Cardiolock de Bachta. Cela a également permis de montrer qu'il est possible de compenser les déplacements d'un instrument standard de chirurgie avec l'approche proposée.

Les résultats présentés ici ont été obtenus grâce à un premier prototype, les performances pouvant être améliorées. En effet, la réalisation d'un gyroscope mieux équilibré permettrait de réduire les niveaux du bruit de mesure et par conséquent d'augmenter les performances de la commande. Par ailleurs, des vitesses de rotation du gyroscope plus élevées pourraient alors être atteintes, permettant d'une part de réduire la masse du système sans dégrader ses performances, et d'autre part de réduire l'excursion de l'étrier nécessaire et, par conséquent, l'amplitude des déplacements parasites induits suivant x .

4.3 Vers une compensation suivant deux directions

Au cours de ces travaux une solution basée sur l'actionnement par gyrodyne a été développée pour la compensation des déplacements cardiaques. Ces déplacements étant prédominants suivant une direction y , la solution proposée avait pour objectif de n'effectuer la compensation que suivant cette direction principale, les déplacements suivant x étant négligés. Par ailleurs nous avons pu voir qu'un problème inhérent à l'utilisation d'un gyrodyne est la constante déviation de la direction du couple gyroscopique généré. Cette déviation entraîne nécessairement des déplacements indésirables suivant la seconde direction x . Il a été montré précédemment qu'il est toutefois possible de compenser les déplacements y tout en générant un déplacement x supplémentaire faible.

Cependant, dans le contexte de pontages coronariens à cœur battant, il serait souhaitable de compenser également les déplacements x bien qu'ils soient faibles. Cette question pourrait être résolue de la même manière que pour la compensation de y , en introduisant un second dispositif du type du GyroLock, la configuration nominale de l'étrier étant cette fois $q_3 = \frac{\pi}{2}$. La mesure de l'accélération \ddot{x} issue de l'accéléromètre trois axes étant alors exploitée pour la commande. Toutefois, bien que cette approche soit certainement efficace elle entraînerait une surcharge du stabilisateur, en termes de masse et d'encombrement. De plus les propriétés dynamiques de l'ensemble du système se trou-

veraient fortement modifiées par la masse supplémentaire en présence. Sa fréquence propre étant alors plus basse et potentiellement dans le domaine des fréquences cardiaques, des problèmes de résonance seraient alors à craindre.

Il serait donc idéal de tirer parti du système déjà en place pour compenser les déplacements x . On a pu voir dans le CHAPITRE 2 que les gyrodynes ont généralement été utilisés pour la génération de couple dans des environnements ne présentant pas de point d'appui, le phénomène étant basé sur des effets inertiels. Un autre principe inertiel, moins performant que les gyrodynes en terme de génération de couple à puissance égale, mais ne nécessitant pas non plus de point d'appui a alors été évoqué : les volants d'inertie. Il s'agit d'un solide de révolution dynamiquement équilibré selon un axe autour duquel sa rotation est permise par une liaison de type pivot, équipée d'un actionneur. Le couple appliqué par cet actionneur sur le volant d'inertie est également repris par le bâti, qui, étant donné qu'il est libre dans l'espace, subit une accélération angulaire et est mis en rotation. Le volant d'inertie dans ce cas tient donc lieu de point d'appui. Dans le cas du système GyroLock, le gyroscope peut également jouer le rôle de volant d'inertie. En effet, jusqu'ici le gyroscope a été considéré comme animé d'une vitesse de rotation constante $\dot{q}_4 = \Omega$, le couple C_{34} appliqué par le moteur du gyroscope étant par conséquent nul si l'on néglige les frottements.

Par conséquent, certaines hypothèses émises initialement (cf. §2.2 p.30) doivent être revues. En particulier le terme $B_4\ddot{q}_4$ de l'équation (A.12) ne peut plus être négligé. De même, les termes $B_4 \sin q_3 \ddot{q}_4$ de l'équation (A.5) et $B_4 \cos q_3 \ddot{q}_4$ de l'équation (A.6) doivent maintenant être considérés. Si l'on considère donc le couple C_{34} comme non nul, les équations (2.10) à (2.12) du système deviennent :

$$\mathcal{L}_{q_1} : J_x \ddot{y} + f \dot{y} + ky = L \cos q_3 C_G - L^2 F_y - C_{34} \sin q_3, \quad (4.1)$$

$$\mathcal{L}_{q_2} : J_y \ddot{x} + f \dot{x} + kx = L \sin q_3 C_G + L^2 F_x + C_{34} \cos q_3, \quad (4.2)$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : B_4 \ddot{q}_4 = C_{34}, \quad (4.3)$$

$$C_G = B_4 \dot{q}_3 \dot{q}_4. \quad (4.4)$$

Si l'on considère que la compensation des déplacements y est assurée par la méthode décrite jusqu'ici, l'étrier restera donc dans le voisinage de sa configuration nominale, soit q_3 proche de zéro. Par conséquent, le couple C_{34} s'appliquera principalement suivant la direction y , comme le montrent les équations (4.1) et (4.2). Ce couple peut donc être exploité pour la compensation des déplacements x .

4.3.1 Commande

La génération du C_{34} pour la compensation des déplacements x présente des similitudes avec celle du couple gyroscopique pour la compensation de y . On peut tout d'abord identifier le fait que les deux couples sont en permanence déviés du fait de l'excursion de l'étrier. De plus des problèmes potentiels de dérive peuvent survenir au niveau de la compensation de x . En effet, afin de compenser l'effort cardiaque F_x , il s'agira d'imposer une couple moteur C_{34} s'y opposant et, générant par conséquent une accélération angulaire \ddot{q}_4 du gyroscope qui lui est proportionnelle. Si la valeur moyenne de F_x est non nulle, il y aura alors dérive de \dot{q}_4 . Par ailleurs, afin de garantir le bon fonctionnement de la compensation de y la vitesse de rotation du gyroscope devra rester dans le voisinage de sa vitesse nominale Ω . Par analogie avec la problématique abordée de centrage de l'étrier (cf. §3.3 p.56) on peut en conclure qu'il ne sera pas non plus possible de compenser à l'aide de C_{34} des efforts F_x continus ou de basse fréquence. Dans ce cas également, on ne cherchera donc pas à compenser les composantes respiratoires de la perturbation.

La problématique de commande pour la compensation de x étant similaire à celle de la compensation de y , une approche de commande semblable peut être envisagée. Un schéma de commande assurant la compensation suivant ces deux directions est présenté dans la FIGURE 4.21. Au niveau de la compensation de y , la loi de commande utilisée est

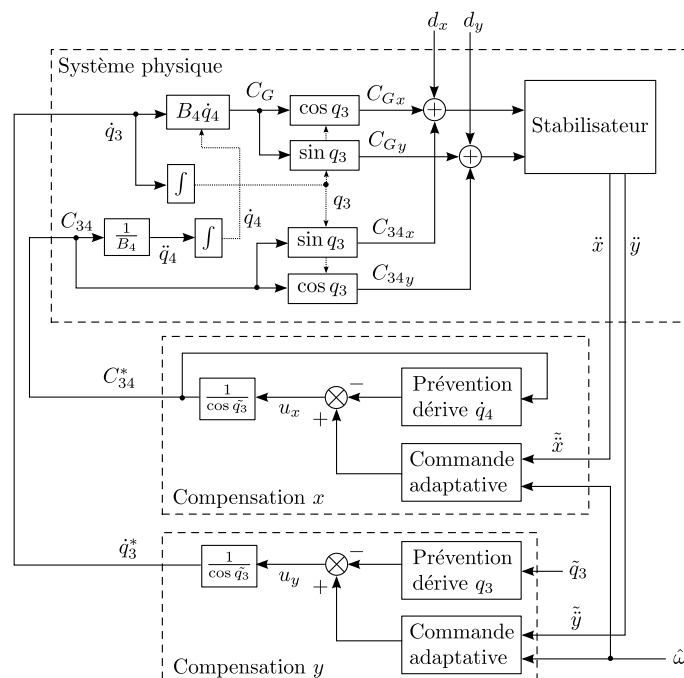


FIGURE 4.21 – Schéma de la commande pour la compensation suivant deux directions.

l'approche adaptative étant donné qu'elle a déjà fait ses preuves et qu'elle présente de bonnes qualités en terme robustesse, comme cela a déjà été abordé. Concernant la compensation suivant cette direction, aucune modification n'est apportée mis à part le fait que la vitesse de rotation du gyroscope étant maintenant considérée comme variable, c'est la valeur de sa mesure qui est utilisée. En ce qui concerne la compensation de x , la même approche a été envisagée étant donnée la similarité du problème. Là aussi l'approche adaptative a été choisie, fournissant une commande pour la compensation $u_{c,x}$, le signal d'entrée exploité étant l'accélération \tilde{x} et l'estimation $\hat{\omega}$ de la fréquence cardiaque étant disponible. Le problème des dérives de la vitesse \dot{q}_4 du gyroscope a quant à lui été résolu en suivant la même démarche que pour la prévention des dérives de l'étrier. Des retours sur la première et la deuxième intégrale du couple moteur C_{34} ont donc été appliqués à la commande menant à :

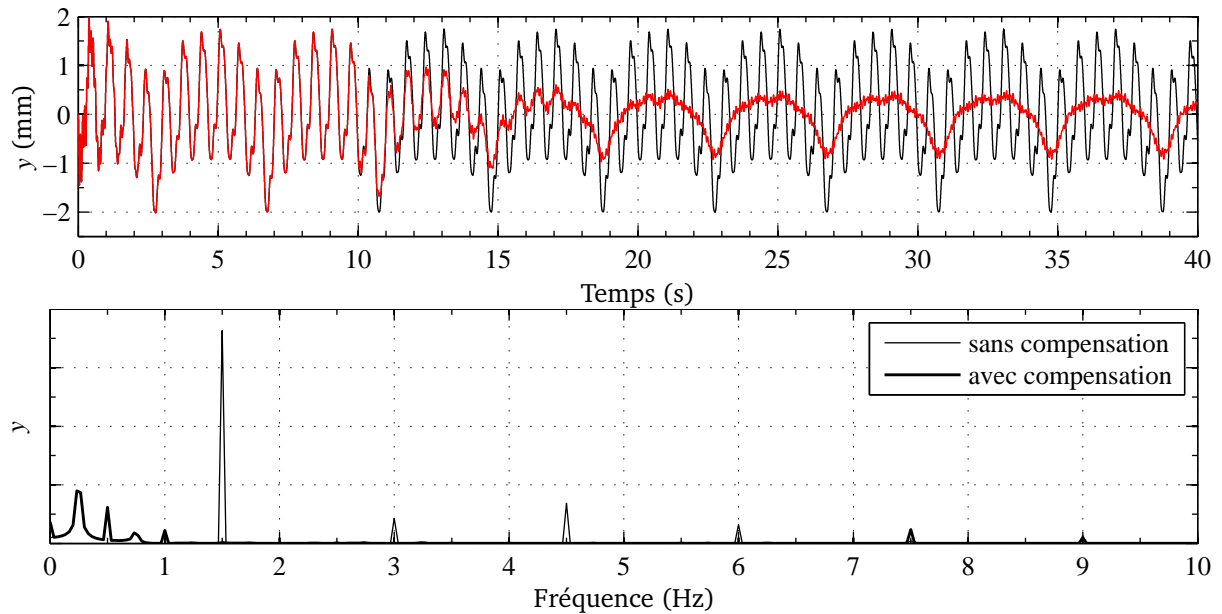
$$u_x = u_{c,x} - K_5 I_{C_{34}} - K_6 II_{C_{34}} \quad (4.5)$$

avec $I_{C_{34}} = \int_0^t C_{34} dt$ et $II_{C_{34}} = \iint_0^t C_{34} dt$. Ces retours permettent alors d'obtenir un transfert $T_{\dot{q}_4 d_x}$ entre la perturbation cardiaque et la vitesse du gyroscope dont le gain est nul en basses fréquences.

4.3.2 Simulations

Afin de vérifier l'efficacité du principe de compensation suivant deux directions, le système a été simulé, le gyroscope étant également utilisé comme volant d'inertie. Deux versions de la commande adaptative ont été mises en place générant les commandes de compensation sur \dot{q}_3 et C_{34} , les quatre premiers harmoniques cardiaques étant pris en compte dans les deux cas. Afin d'empêcher les dérives de l'étrier et de la vitesse de rotation du gyroscope, les retours sur q_3 , I_{q_3} ont été appliqués à la commande de compensation selon y et les retours sur $I_{C_{34}}$ et $II_{C_{34}}$ à celle selon x .

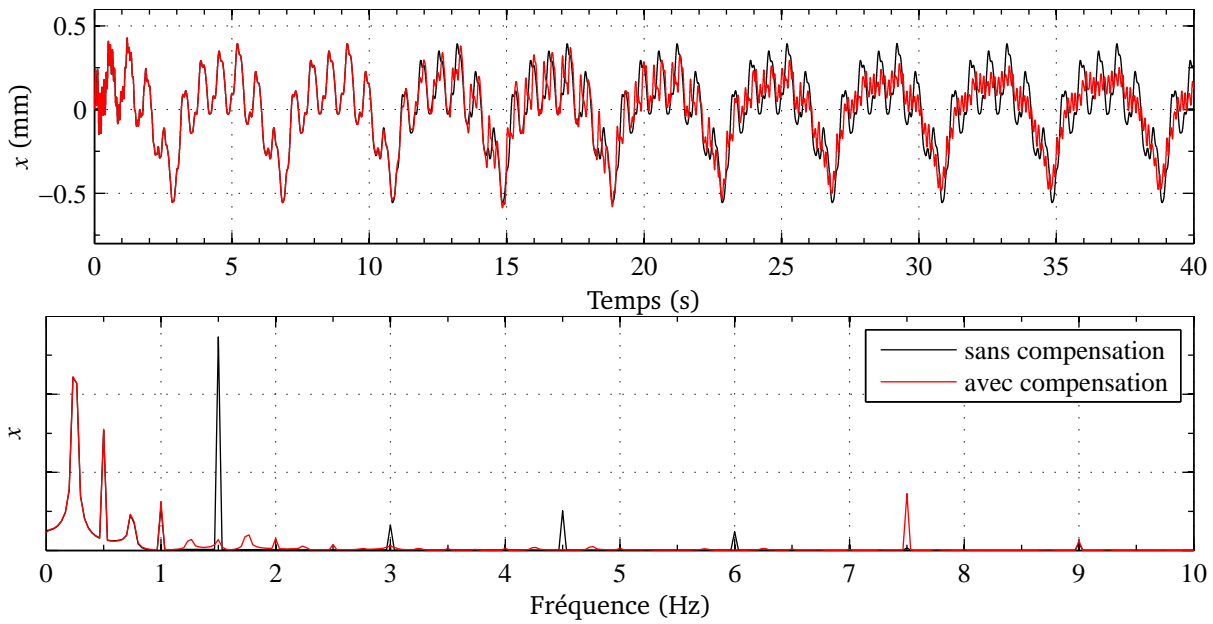
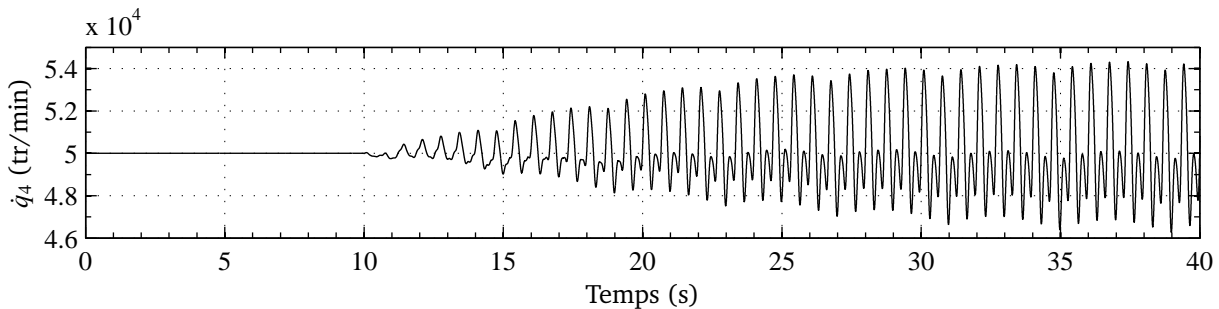
Les résultats de déplacement y sont présentés dans la FIGURE 4.22. On peut clairement voir que la compensation de y est effective pour les harmoniques cardiaques, la réduction de l'amplitude RMS du signal hormis la composante respiratoire étant de 92%. Dans le domaine fréquentiel, on observe que les quatre harmoniques ciblés sont entièrement compensés. Les caractéristiques de la compensation de y ne présentent donc pas de particularité si l'on compare aux résultats obtenus lorsque seule cette direction est compensée. Par conséquent on peut en conclure que l'introduction de la compensation de x n'interfère pas avec les performances de départ de la compensation assurée par le couple gyroscopique.

FIGURE 4.22 – Déplacements y .

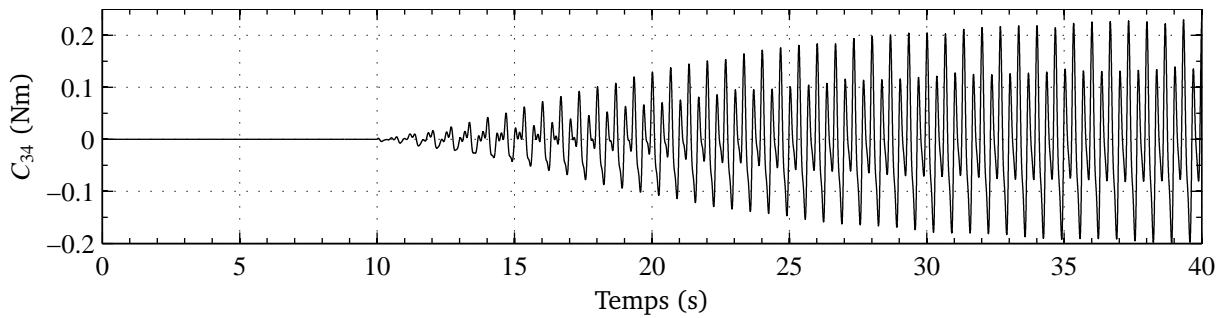
Concernant les déplacements x présentés dans la FIGURE 4.23, on peut voir que là aussi la compensation de la composante cardiaque du déplacement est effective. Une réduction de 65 % de l'amplitude RMS hors respiration a été mesurée. Dans le domaine fréquentiel, on peut constater que les quatre premiers harmoniques cardiaques sont bien compensés, le deuxième harmonique présentant toutefois un niveau de compensation inférieur aux autres. On peut par ailleurs remarquer l'amplification des harmoniques supérieurs, en particulier à 7,5 et 9 Hz. Malgré tout les résultats de compensation restent tout à fait satisfaisants.

La FIGURE 4.24 montre les résultats de la simulation pour la vitesse du gyroscope. On peut tout d'abord remarquer qu'il n'y a pas présence de dérive. L'application des retours sur $I_{C_{34}}$ et $II_{C_{34}}$ est donc efficace pour la conservation d'une valeur moyenne constante de la vitesse, de même que pour le centrage de l'étrier. Du point de vue de l'amplitude, on obtient des variations de l'ordre de 4 000 tr/min autour de la valeur moyenne de 50 000 tr/min, soit moins de 10%. Ces variations sont donc relativement faibles pour ne pas affecter de manière significative la vitesse du gyroscope et donc les capacités du système en terme de génération de couple gyroscopique.

Une dernière grandeur qu'il est intéressant d'analyser est le couple C_{34} appliqué par le moteur du gyroscope (FIGURE 4.25). On peut voir que pour assurer la compensation

FIGURE 4.23 – Déplacements x .FIGURE 4.24 – Vitesse \dot{q}_4 du gyroscope.

un couple maximal de l'ordre de $0,2\text{ Nm}$ est nécessaire, ce qui correspond à une puissance de l'ordre du kW si l'on considère le même ordre de grandeur pour la vitesse du gyroscope. Ce couple est nettement supérieur à celui nécessaire pour la commande de l'étrier dans le cadre de la compensation de y (cf. §2.3.2 p.37), bien que le couple de compensation de x soit inférieur, l'intensité de l'effort cardiaque étant plus faible suivant cette direction. En effet, dans le cas de la compensation au moyen d'un volant d'inertie, le couple de compensation est directement fourni par le moteur, alors que dans le cas du gyrodyne l'actionneur doit seulement fournir le couple nécessaire à la mise en vitesse de l'étrier. La compensation de x nécessitera donc l'utilisation d'un actionneur plus puissant. Ce rapport entre le couple généré et la puissance d'actionnement requise

FIGURE 4.25 – Couple moteur C_{34} appliqué.

est d'ailleurs un des avantages principaux des gyrodynes pour certaines applications comme cela a déjà été évoqué (cf. §2.1 p.27).

Cette étude préliminaire montre que la compensation des déplacement cardiaques est possible sans nécessiter l'ajout d'éléments supplémentaires au système. L'utilisation du gyroscope comme volant d'inertie peut donc permettre, en plus de la compensation suivant une direction grâce au couple gyroscopique, de compenser les déplacements suivant une direction normale à la première. Bien que cette solution soit envisageable, elle n'est pas applicable directement avec le système GyroLock conçu. En effet, la compensation suivant la seconde direction nécessite, de la part de l'actionneur, des couples plus importants. Une étape de reconception du système serait donc nécessaire afin d'intégrer l'actionneur adéquat, les vitesses et puissances mises en jeu nécessitant certainement la conception d'un actionneur spécifique à l'application.

Conclusion

AU cours des travaux réalisés durant cette thèse une nouvelle approche a été proposée afin de stabiliser une zone de l'épicaarde dans le cadre de pontages coronariens à cœur battant. La solution développée s'intègre dans la démarche de stabilisation active, une approche résolvant le problème des mouvements résiduels présents avec les stabilisateurs chirurgicaux standards, indépendamment du mode de réalisation du geste chirurgical. La principale amélioration apportée par le dispositif développé ici est son indépendance vis-à-vis de l'environnement. En effet, la fonction de stabilisation active est entièrement embarquée dans le système, aucun élément extérieur n'étant nécessaire à son fonctionnement. De plus, il est adaptable sur les stabilisateurs cardiaques standards.

Cette indépendance du système a pu être obtenue grâce à la combinaison de deux technologies dont le fonctionnement est basé sur des phénomènes inertiels. D'une part, l'actionnement est réalisé grâce à un gyrodyne. Ce type de système exploite l'effet gyroscopique pour la génération de couple sans nécessité de lien au sol. Il a également l'avantage de pouvoir fournir des couples importants et ne requérant que des actionneurs de faible puissance. D'autre part, le choix d'instrumentation s'est porté sur un accéléromètre, le principe de mesure de ce type de capteur étant proprioceptif. Un dispositif basé sur ce principe, appelé GyroLock, a donc été conçu. L'objectif était alors de minimiser le poids et l'encombrement tout en permettant la génération d'un couple suffisamment élevé pour pouvoir assurer la compensation des efforts cardiaques. Dans ce but, la vitesse de rotation du gyroscope a été maximisée, nécessitant par conséquent une précision de réalisation élevée. L'utilisation d'un gyrodyne et d'un accéléromètre pour cette application entraîne toutefois des difficultés qui sont intrinsèques à ces technologies. L'actionnement par gyrodyne ne permet pas la génération de couple constant, la direction du couple étant en permanence déviée. Il en découle également des problèmes potentiels de dérive. L'accéléromètre, quant à lui, ne fournit pas directement une grandeur d'intérêt pour la compensation. Se pose également le problème de la double

intégration de la mesure. De plus la présence du gyroscope entraîne des vibrations de la structure mécanique qui se traduisent par des bruits de mesure très importants. Ce problème a toutefois pu être partiellement résolu en intégrant un système de filtrage mécanique des vibrations.

Du point de vue de la commande, deux approches différentes ont été envisagées. La première se base sur un observateur de Kalman qui intègre un modèle de la perturbation cardiaque. En effet, les efforts cardiaques ont été identifiés comme étant la somme de perturbations harmoniques. Cette information est donc prise en compte dans ce modèle, permettant également à l'observateur de fournir une estimation de la perturbation. Basées sur les estimations fournies par l'observateur, deux lois de commandes ont été proposées, une commande par retour d'état et une commande en boucle ouverte. En se basant sur les résultats de simulation, cette solution s'est avérée insuffisante pour l'application. En effet, le système de stabilisation chirurgical est susceptible, au cours de son utilisation, d'être reconfiguré, engendrant par conséquent des modifications des paramètres du modèle. La loi de commande utilisée doit donc être robuste à ce type d'incertitude, ce qui n'est pas le cas de la première approche par observation. La possibilité de mettre en place un filtre de Kalman étendu à l'estimation des paramètres a été évoquée, mais cette alternative implique un niveau de complexité élevé de la commande et de son réglage. Cette solution n'a donc pas été retenue par la suite, d'autant plus que des solutions alternatives plus simples et mieux appropriées existent.

C'est le cas de la seconde approche de commande envisagée, qui se base sur un algorithme adaptatif destiné au rejet de perturbations harmoniques. Cette loi de commande comporte différentes qualités utiles pour cette application. Tout d'abord elle assure le rejet de perturbations harmoniques, ce qui est le cas de la sollicitation cardiaque, et ce malgré la présence de bruit de mesure. De plus, elle est très robuste aux erreurs de modèle. Les études de robustesse réalisées en simulation ont d'ailleurs montré que son réglage peut être fait de manière à ce que la compensation soit assurée, quelle que soit la configuration du stabilisateur, et ce sans dégradation des performances. Le niveau de performance obtenu en simulation s'est d'ailleurs révélé très prometteur.

Ces résultats ont pu être confirmés d'un point de vue expérimental. En effet le dispositif GyroLock a été évalué au cours d'expérimentations réalisées *in vivo* en bloc opératoire et en conditions réelles. Ces tests ont été réalisés sur un sujet porcin, modèle réaliste de l'humain en ce qui concerne le système cardiovasculaire, l'accès à l'épicarde ayant été assuré par le biais d'une sternotomie. Le dispositif, associant l'actionnement par gyrodyne à la mesure accélérométrique a, dans ce contexte, permis la compensation des mouvements résiduels du stabilisateur. Une réduction de l'amplitude RMS du déplacement de 47 % a alors été mesurée. Ce résultat, bien qu'encourageant, n'a pas égalé ceux

obtenus en simulation. Ceci a pu être expliqué par l'important niveau de bruit de mesure qui affecte les performances. Afin de déterminer les performances potentielles du système, un second test a été réalisé en utilisant une mesure du déplacement, ce signal étant nettement moins bruité. Les performances obtenues alors ont atteint un niveau de réduction de 70 % de la valeur RMS du signal, les harmoniques cardiaques ciblés étant tous compensés à plus de 92 %. Cela a donc pu confirmer, d'une part que le système proposé associé à la commande adaptative est pertinent et performant pour l'application, et d'autre part la sensibilité effective de cette approche de commande vis-à-vis du bruit de mesure.

Bien que le dispositif conçu ait fait ses preuves, un certain nombre d'améliorations peuvent encore être envisagées. Tout d'abord, la question du bruit de mesure a été récurrente tout au long du développement, et est manifestement la clé dans l'optique d'atteindre un niveau de performance maximal, non pas en se basant sur une mesure de déplacement, mais en utilisant la mesure issue de l'accéléromètre, permettant ainsi une compensation optimale avec un système entièrement indépendant. Ce problème pourrait être réglé à la source en diminuant le niveau de vibrations. Cela pourrait être fait grâce à un niveau de précision accru du gyroscope, par exemple en supprimant ses imperfections, en particulier les balourds, grâce à sa rectification sur un banc d'équilibrage. Par ailleurs, le dispositif de filtrage mécanique des vibrations peut être amélioré. Les dimensions optimales de cet amortisseur pourraient être calculées, en tenant compte des propriétés du matériau, afin que l'impact des vibrations sur la mesure d'accélération soient minimisées. L'amélioration du gyroscope pourrait donc non seulement permettre d'optimiser les performances de la commande, mais également d'augmenter la vitesse de rotation du gyroscope. Cela permettrait de réduire la masse et la taille du dispositif, mais également de réduire l'excursion de l'étrier et, par conséquent, l'amplitude des déplacements indésirables générés suivant la seconde direction.

Un autre aspect qu'il serait intéressant de traiter est celui de la compensation des déplacements résiduels suivant deux directions. En effet, au cours de ces travaux de thèse le choix a été fait de ne compenser ces déplacements que suivant une direction, cette composante étant prépondérante. Toutefois la seconde composante, bien que moins problématique, mériterait d'être compensée également. La mise en place d'un second système du type du GyroLock est envisageable mais surchargerait le stabilisateur. C'est pourquoi, une alternative a été proposée dans le dernier chapitre, assurant la compensation des deux composantes avec un seul dispositif. Le principe consiste, en plus de la compensation grâce au couple gyroscopique, à exploiter le gyroscope comme volant d'inertie. Dans ce cas, le couple destiné à compenser les déplacements suivant la se-

conde direction est directement fourni par le moteur assurant la rotation du gyroscope. Une étude préliminaire a montré que la stabilisation suivant deux directions est possible en utilisant ce principe. Elle nécessiterait toutefois la reconception du système, en particulier l'intégration d'un actionneur plus puissant au niveau du gyroscope, le couple disponible à l'heure actuelle n'étant pas suffisant.

Par ailleurs, les expérimentations *in vivo* réalisées au cours de ce travail de thèse constituent une validation préliminaire. Des essais supplémentaires seraient donc nécessaires au développement d'un dispositif exploitable en milieu hospitalier. Tout d'abord, la réalisation de pontages avec l'assistance du dispositif GyroLock permettrait d'évaluer le bénéfice apporté du point de vue du chirurgien. À ce niveau, les mouvements des tissus présents entre les doigts du stabilisateur doivent être pris en compte. En effet, la compensation est pour l'instant basée sur une mesure des déplacements du stabilisateur. Par conséquent, l'utilisation d'un capteur d'accélération miniature directement collé sur l'épicarde permettrait de baser la compensation directement sur les tissus et d'améliorer considérablement les performances. Par ailleurs, la réalisation d'expérimentations, similaires à celles présentées ici, utilisant des accès par trocars permettrait de valider le principe dans le cadre de la chirurgie mini-invasive.

Enfin, bien que le dispositif développé au cours de cette thèse soit dédié à la chirurgie à cœur battant, le principe peut être étendu à toute application nécessitant la compensation de perturbations à caractère harmonique.

Détermination des équations de Lagrange

Considérons le modèle composé de solides rigides d'un stabilisateur cardiaque passif présentant des flexibilités localisées au niveau de l'attache et incluant le système de compensation par gyrodyne.

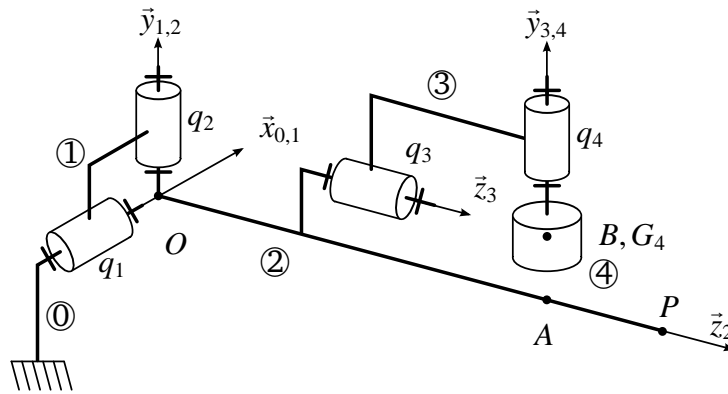


FIGURE A.1 – Schéma du système dans sa configuration de référence.

A.1 Données du modèle

Paramétrage :

- repère de base : $R_0 = (O, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$;
- coordonnées articulaires : $q_1 = (\vec{y}_0, \vec{y}_1)$; $q_2 = (\vec{x}_1, \vec{x}_2)$; $q_3 = (\vec{x}_2, \vec{x}_3)$; $q_4 = (\vec{x}_3, \vec{x}_4)$.

Cardan ① : repère associé : $R_1 = (O, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$

$$T_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos q_1 & -\sin q_1 \\ 0 & \sin q_1 & \cos q_1 \end{bmatrix}$$

– masse négligeable.

Poutre ② : repère associé : $R_2 = (O, \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$

$$T_{12} = \begin{bmatrix} \cos q_2 & 0 & \sin q_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin q_2 & 0 & \cos q_2 \end{bmatrix}$$

– masse m_2 ;

– centre d'inertie en G_2 ; $\overrightarrow{OG_2} = L_{G_2} \vec{z}_2$;

– matrice d'inertie : $I_{G_2, \textcircled{B}_2} = \begin{bmatrix} A_2 & 0 & 0 \\ 0 & A_2 & 0 \\ 0 & 0 & C_2 \end{bmatrix}_{(-, -, \vec{z}_2)}$ avec $C_2 \ll A_2$ donc C_2 est négligé ;

– longueur : $\overrightarrow{OP} = L \vec{z}_2$;

– gyroscope en A : $\overrightarrow{OA} = l_A \vec{z}_2$.

Étrier ③ : repère associé : $R_3 = (B, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$

$$T_{23} = \begin{bmatrix} \cos q_3 & -\sin q_3 & 0 \\ \sin q_3 & \cos q_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

– masse négligeable ;

– implantation en B : $\overrightarrow{AB} = -l_B \vec{y}_2$.

Volant ④ : repère associé : $R_4 = (B, \vec{x}_4, \vec{y}_4, \vec{z}_4)$

$$T_{34} = \begin{bmatrix} \cos q_4 & 0 & \sin q_4 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin q_4 & 0 & \cos q_4 \end{bmatrix}$$

– masse m_4 ;

– centre d'inertie : G_4 en B ;

– matrice d'inertie : $I_{G_4, \textcircled{B}_{3,4}} = \begin{bmatrix} A_4 & 0 & 0 \\ 0 & B_4 & 0 \\ 0 & 0 & A_4 \end{bmatrix}_{(-, \vec{y}_{3,4}, -)}$.

A.2 Actions extérieures

Perturbation F : $\{\mathcal{T}_{F \rightarrow \textcircled{2}}\} = \left\{ \begin{array}{c} F_x \vec{x}_0 + F_y \vec{y}_0 \\ \vec{0} \end{array} \right\}_P$

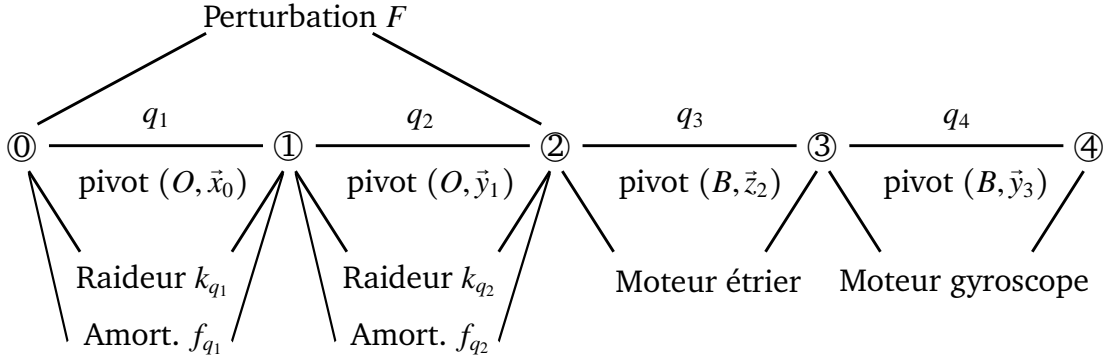


FIGURE A.2 – Schéma d'analyse.

Raideur et frottement visqueux de la liaison q_1 : $\{\mathcal{T}_{R_{q_1} \rightarrow \textcircled{1}}\} = \begin{Bmatrix} \vec{0} \\ -(k_{q_1} + f\dot{q}_1) \vec{x}_0 \end{Bmatrix}_-$

Raideur et frottement visqueux de la liaison q_2 : $\{\mathcal{T}_{R_{q_2} \rightarrow \textcircled{1}}\} = \begin{Bmatrix} \vec{0} \\ (k_{q_2} + f\dot{q}_2) \vec{y}_1 \end{Bmatrix}_-$

Moteur étrier : $\{\mathcal{T}_{M_1 \rightarrow \textcircled{3}}\} = \begin{Bmatrix} \vec{0} \\ C_{23} \vec{z}_2 \end{Bmatrix}_-$

Moteur gyroscope : $\{\mathcal{T}_{M_2 \rightarrow \textcircled{4}}\} = \begin{Bmatrix} \vec{0} \\ C_{34} \vec{y}_3 \end{Bmatrix}_-$

Pesanteur g : sur tous les solides selon $-\vec{y}_0$.

A.3 Énergies cinétiques

Poutre ② :

– Torseur cinématique : $\{\mathcal{V}_{\textcircled{2}/R_0}\} = \begin{Bmatrix} \vec{\Omega}_{\textcircled{2}/R_0} \\ \vec{V}_{G_2, \textcircled{2}/R_0} \end{Bmatrix}$

$$\begin{aligned} \vec{\Omega}_{\textcircled{2}/R_0} &= \dot{q}_1 \vec{x}_1 + \dot{q}_2 \vec{y}_2 \\ \vec{V}_{G_2, \textcircled{2}/R_0} &= (\dot{q}_1 \vec{x}_1 + \dot{q}_2 \vec{y}_2) \wedge \vec{OG}_2 = L_{G_2} (\dot{q}_2 \vec{x}_2 - \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{y}_2) \end{aligned}$$

– Torseur cinétique : $\{\mathcal{C}_{\mathbb{2}/R_0}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{p}_{\mathbb{2}/R_0} \\ \vec{\sigma}_{G_2, \mathbb{2}/R_0} \end{array} \right\}$

$$\begin{aligned} \vec{\sigma}_{G_2, \mathbb{2}/R_0} &= \bar{I}_{G_2/\mathbb{2}} \vec{\Omega}_{\mathbb{2}/R_0} = A_2 (\dot{q}_1 \vec{x}_1 + \dot{q}_2 \vec{y}_2) \\ \vec{p}_{\mathbb{2}/R_0} &= m_2 \vec{V}_{G_2, \mathbb{2}/R_0} = m_2 L_{G_2} (\dot{q}_2 \vec{x}_2 - \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{y}_2) \end{aligned}$$

– Énergie cinétique :

$$\begin{aligned} 2T_{\mathbb{2}/R_0} &= \{\mathcal{V}_{\mathbb{2}/R_0}\} \otimes \{\mathcal{C}_{\mathbb{2}/R_0}\} \\ &= (A_2 + m_2 L_{G_2}^2) (\dot{q}_1^2 \cos^2 q_2 + \dot{q}_2^2) \end{aligned}$$

Gyroscope ④ :

– Torseur cinématique : $\{\mathcal{V}_{\mathbb{4}/R_0}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{\Omega}_{\mathbb{4}/R_0} \\ \vec{V}_{G_4, \mathbb{4}/R_0} \end{array} \right\}$

$$\begin{aligned} \vec{\Omega}_{\mathbb{4}/R_0} &= \dot{q}_1 \vec{x}_1 + \dot{q}_2 \vec{y}_2 + \dot{q}_3 \vec{x}_3 + \dot{q}_4 \vec{y}_4 \\ \vec{V}_{G_4, \mathbb{4}/R_0} &= (\dot{q}_1 \vec{x}_1 + \dot{q}_2 \vec{y}_2) \wedge \vec{OG}_4 + (\dot{q}_3 \vec{x}_3 + \dot{q}_4 \vec{y}_4) \wedge \vec{BG}_4 \\ &= (l_B \dot{q}_1 \sin q_2 + l_A \dot{q}_2) \vec{x}_2 - l_A \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{y}_2 - l_B \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{z}_2 \end{aligned}$$

– Torseur cinétique : $\{\mathcal{C}_{\mathbb{4}/R_0}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{p}_{\mathbb{4}/R_0} \\ \vec{\sigma}_{G_4, \mathbb{4}/R_0} \end{array} \right\}$

$$\begin{aligned} \vec{\sigma}_{G_4, \mathbb{4}/R_0} &= \bar{I}_{G_4/\mathbb{4}} \cdot \vec{\Omega}_{\mathbb{4}/R_0} \\ &= A_4 (\dot{q}_1 \cos q_2 \cos q_3 + \dot{q}_2 \sin q_3) \vec{x}_3 + B_4 (-\dot{q}_1 \cos q_2 \sin q_3 + \dot{q}_2 \cos q_3 + \dot{q}_4) \vec{y}_3 \\ &\quad + A_4 (\dot{q}_1 \sin q_2 + \dot{q}_3) \vec{z}_3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \vec{p}_{\mathbb{4}/R_0} &= m_4 \vec{V}_{G_4, \mathbb{4}/R_0} \\ &= m_4 ((l_B \dot{q}_1 \sin q_2 + l_A \dot{q}_2) \vec{x}_2 - l_A \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{y}_2 - l_B \dot{q}_1 \cos q_2 \vec{z}_2) \end{aligned}$$

– Énergie cinétique :

$$\begin{aligned} 2T_{\mathbb{4}/R_0} &= \{\mathcal{V}_{\mathbb{4}/R_0}\} \otimes \{\mathcal{C}_{\mathbb{4}/R_0}\} \\ &= (m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3) \dot{q}_1^2 \\ &\quad + (m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \dot{q}_2^2 + A_4 \dot{q}_3^2 + B_4 \dot{q}_4^2 \\ &\quad + (2m_4 l_A l_B \sin q_2 + 2(A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 + 2A_4 \sin q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ &\quad - 2B_4 \cos q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 + 2B_4 \cos q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

Système Σ :

$$\begin{aligned}
2T_{\Sigma/R_0} &= 2T_{\textcircled{2}/R_0} + 2T_{\textcircled{4}/R_0} \\
&= \left[A_2 \cos^2 q_2 + m_2 L_{G_2}^2 \cos^2 q_2 + m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) \right. \\
&\quad \left. + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3 \right] \dot{q}_1^2 + (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \dot{q}_2^2 \\
&\quad + A_4 \dot{q}_3^2 + B_4 \dot{q}_4^2 + (2m_4 l_A l_B \sin q_2 + 2(A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
&\quad + 2A_4 \sin q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - 2B_4 \cos q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 + 2B_4 \cos q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4
\end{aligned}$$

A.4 Coefficients énergétiques

$$\text{Pesanteur : } \begin{cases} Q_{g/q_1} = g(m_2 l_{G_2} + m_4 l_A) \\ Q_{g/q_2} = Q_{g/q_3} = Q_{g/q_4} = 0 \end{cases}$$

$$\text{Perturbation : } \begin{cases} Q_{F/q_1} = -F_y L \\ Q_{F/q_2} = F_x L \\ Q_{F/q_3} = Q_{F/q_4} = 0 \end{cases}$$

$$\text{Réaction de la liaison } q_1 : \begin{cases} Q_{q_1/q_1} = -kq_1 - f\dot{q}_1 \\ Q_{q_1/q_2} = Q_{q_1/q_3} = Q_{q_1/q_4} = 0 \end{cases}$$

$$\text{Réaction de la liaison } q_2 : \begin{cases} Q_{q_2/q_2} = -kq_2 - f\dot{q}_2 \\ Q_{q_2/q_1} = Q_{q_2/q_3} = Q_{q_2/q_4} = 0 \end{cases}$$

$$\text{Moteurs } \begin{cases} Q_{M/q_3} = C_{23} \\ Q_{M/q_4} = C_{34} \\ Q_{M/q_1} = Q_{M/q_2} = 0 \end{cases}$$

A.5 Équations de Lagrange

$$\mathcal{L}_{q_i} : \frac{d}{dt} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial q_i} = \sum Q_{/q_i}$$

Liaison q_1

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_1} &= [A_2 \cos^2 q_2 + m_2 L_{G_2}^2 \cos^2 q_2 + m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) \\ &\quad + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3] \dot{q}_1 + (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_2 \\ &\quad + A_4 \sin q_2 \dot{q}_3 - B_4 \cos q_2 \sin q_3 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_1} &= [A_2 \cos^2 q_2 + m_2 L_{G_2}^2 \cos^2 q_2 + m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) \\ &\quad + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3] \ddot{q}_1 + (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \ddot{q}_2 \\ &\quad + A_4 \sin q_2 \ddot{q}_3 - B_4 \cos q_2 \sin q_3 \ddot{q}_4 + (m_4 l_A l_B \cos q_2 + (B_4 - A_4) \sin q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_2^2 \\ &\quad + 2 \cos q_2 \sin q_2 (-A_2 - m_2 L_{G_2}^2 - m_4 l_A^2 + (A_4 - B_4) \sin^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\ &\quad + 2 (B_4 - A_4) \cos^2 q_2 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ &\quad + ((A_4 - B_4) \cos q_2 (\cos^2 q_3 - \sin^2 q_3) + A_4 \cos q_2) \dot{q}_2 \dot{q}_3 \\ &\quad + B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4 - B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_3 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial q_1} = 0$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_1} &: [A_2 \cos^2 q_2 + m_2 L_{G_2}^2 \cos^2 q_2 + m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) \\ &\quad + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3] \ddot{q}_1 + (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \ddot{q}_2 \\ &\quad + A_4 \sin q_2 \ddot{q}_3 - B_4 \cos q_2 \sin q_3 \ddot{q}_4 + (m_4 l_A l_B \cos q_2 + (B_4 - A_4) \sin q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_2^2 \\ &\quad + 2 \cos q_2 \sin q_2 (-A_2 - m_2 L_{G_2}^2 - m_4 l_A^2 + (A_4 - B_4) \sin^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\ &\quad + 2 (B_4 - A_4) \cos^2 q_2 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ &\quad + ((A_4 - B_4) \cos q_2 (\cos^2 q_3 - \sin^2 q_3) + A_4 \cos q_2) \dot{q}_2 \dot{q}_3 + B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \\ &\quad - B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_3 \dot{q}_4 = g (m_2 l_{G_2} + m_4 l_A) - F_y L - k q_1 - f \dot{q}_1 \end{aligned}$$

Liaison q_2

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_2} &= (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \\ &\quad + (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \dot{q}_2 + B_4 \cos q_3 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_2} &= (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \ddot{q}_1 \\ &+ (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \ddot{q}_2 \\ &+ B_4 \cos q_3 \ddot{q}_4 + (m_4 l_A l_B \cos q_2 + (B_4 - A_4) \sin q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\ &+ (B_4 - A_4) \cos q_2 (\sin^2 q_3 - \cos^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2 (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 \\ &- B_4 \sin q_3 \dot{q}_3 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial q_2} &= (-A_2 - m_2 L_{G_2}^2 - m_4 l_A^2 + (A_4 - B_4) \sin^2 q_3) \cos q_2 \sin q_2 \dot{q}_1^2 \\ &+ (m_4 l_A l_B \cos q_2 + (B_4 - A_4) \sin q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 + A_4 \cos q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\ &+ B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_2} &: (m_4 l_A l_B \sin q_2 + (A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \ddot{q}_1 \\ &+ (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \ddot{q}_2 \\ &+ B_4 \cos q_3 \ddot{q}_4 + (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + (B_4 - A_4) \sin^2 q_3) \cos q_2 \sin q_2 \dot{q}_1^2 \\ &+ ((B_4 - A_4) (\sin^2 q_3 - \cos^2 q_3) - A_4) \cos q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 \\ &+ 2 (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_3 \dot{q}_4 = F_x L - k q_2 - f \dot{q}_2 \end{aligned}$$

Liaison q_3 :

$$\frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_3} = A_4 \sin q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 + A_4 \dot{q}_3$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_3} = A_4 \sin q_2 \ddot{q}_1 + A_4 \ddot{q}_3 + A_4 \cos q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial q_3} &= (B_4 - A_4) \cos^2 q_2 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1^2 + (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2^2 \\ &+ (A_4 - B_4) \cos q_2 (\cos^2 q_3 - \sin^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 - B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_3} &: A_4 \sin q_2 \ddot{q}_1 + A_4 \ddot{q}_3 + (A_4 - B_4) \cos^2 q_2 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1^2 + (B_4 - A_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2^2 \\ &+ (A_4 + (B_4 - A_4) (\cos^2 q_3 - \sin^2 q_3)) \cos q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 + B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 + B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \\ &= C_{23} \end{aligned}$$

Liaison q_4

$$\begin{aligned}
2T_{\Sigma/R_0} &= 2T_{\otimes/R_0} + 2T_{\oplus/R_0} \\
&= [A_2 \cos^2 q_2 + m_2 L_{G_2}^2 \cos^2 q_2 + m_4 (l_A^2 \cos^2 q_2 + l_B^2) + A_4 (\sin^2 q_2 + \cos^2 q_2 \cos^2 q_3) \\
&\quad + B_4 \cos^2 q_2 \sin^2 q_3] \dot{q}_1^2 + (A_2 + m_2 L_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \dot{q}_2^2 \\
&\quad + A_4 \dot{q}_3^2 + B_4 \dot{q}_4^2 + (2m_4 L_A l_B \sin q_2 + 2(A_4 - B_4) \cos q_2 \cos q_3 \sin q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
&\quad + 2A_4 \sin q_2 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - 2B_4 \cos q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_4 + 2B_4 \cos q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_4
\end{aligned}$$

$$\frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_4} = -B_4 \cos q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \dot{q}_2 + B_4 \dot{q}_4$$

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial \dot{q}_4} &= -B_4 \cos q_2 \sin q_3 \ddot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 + B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
&\quad - B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3
\end{aligned}$$

$$\frac{\partial T_{\Sigma/R_0}}{\partial q_4} = 0$$

$$\begin{aligned}
\mathcal{L}_{q_4} &: -B_4 \cos q_2 \sin q_3 \ddot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 + B_4 \sin q_2 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
&\quad - B_4 \cos q_2 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 = C_{34}
\end{aligned}$$

Linéarisation des équations de Lagrange

On considère que q_1 et q_2 sont petits et donc $\cos q_1 = \cos q_2 = 1$ et $\sin q_1 = \sin q_2 = 0$:

$$\begin{aligned}
\mathcal{L}_{q_1} &: (A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2) + A_4 \cos^2 q_3 + B_4 \sin^2 q_3) \ddot{q}_1 + (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \ddot{q}_2 \\
&\quad - B_4 \sin q_3 \ddot{q}_4 + m_4 l_A l_B \dot{q}_2^2 + 2(B_4 - A_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\
&\quad + (B_4 + 2(A_4 - B_4) \cos^2 q_3) \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 \cos q_3 \dot{q}_4 \dot{q}_3 \\
&= g(m_2 l_{G_2} + m_4 l_A) - F_y L - kq_1 - f\dot{q}_1
\end{aligned} \tag{A.1}$$

$$\begin{aligned}
\mathcal{L}_{q_2} &: (A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + A_4 \sin^2 q_3 + B_4 \cos^2 q_3) \ddot{q}_2 + (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \ddot{q}_1 \\
&\quad + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_4 + (B_4 - 2A_4 + 2(A_4 - B_4) \cos^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\
&\quad + 2(A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_4 \dot{q}_3 = F_x L - kq_2 - f\dot{q}_2
\end{aligned} \tag{A.2}$$

$$\begin{aligned}
\mathcal{L}_{q_3} &: A_4 \ddot{q}_3 + (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 (\dot{q}_1^2 - \dot{q}_2^2) + (2A_4 - B_4 + 2(B_4 - A_4) \cos^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
&\quad + B_4 (\cos q_3 \dot{q}_1 + \sin q_3 \dot{q}_2) \dot{q}_4 = C_{23}
\end{aligned} \tag{A.3}$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : -B_4 \sin q_3 \ddot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 - B_4 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 = C_{34} \tag{A.4}$$

En négligeant les effets de la pesanteur, et de A_4 dans \mathcal{L}_{q_1} et \mathcal{L}_{q_2} :

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_1} : & \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2) + B_4 \sin^2 q_3 \right) \ddot{q}_1 - B_4 \cos q_3 \sin q_3 \ddot{q}_2 - B_4 \sin q_3 \ddot{q}_4 \\ & + m_4 l_A l_B \dot{q}_2^2 + 2B_4 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 + B_4 (\sin^2 q_3 - \cos^2 q_3) \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 \cos q_3 \dot{q}_4 \dot{q}_3 \\ & = -F_y L - kq_1 - f\dot{q}_1 \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_2} : & \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + B_4 \cos^2 q_3 \right) \ddot{q}_2 - B_4 \cos q_3 \sin q_3 \ddot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_4 \\ & + B_4 (\sin^2 q_3 - \cos^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_3 - 2B_4 \cos q_3 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_4 \dot{q}_3 \\ & = F_x L - kq_2 - f\dot{q}_2 \end{aligned} \quad (\text{A.6})$$

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_3} : & A_4 \ddot{q}_3 + (A_4 - B_4) \cos q_3 \sin q_3 (\dot{q}_1^2 - \dot{q}_2^2) + (2A_4 - B_4 + 2(B_4 - A_4) \cos^2 q_3) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\ & + B_4 (\cos q_3 \dot{q}_1 + \sin q_3 \dot{q}_2) \dot{q}_4 = C_{23} \end{aligned} \quad (\text{A.7})$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : -B_4 \sin q_3 \ddot{q}_1 + B_4 \cos q_3 \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 - B_4 \cos q_3 \dot{q}_1 \dot{q}_3 - B_4 \sin q_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 = C_{34} \quad (\text{A.8})$$

En considérant q_3 petit également :

$$\begin{aligned} \mathcal{L}_{q_1} : & \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2) \right) \ddot{q}_1 + m_4 l_A l_B \dot{q}_2^2 - B_4 (\dot{q}_2 + \dot{q}_4) \dot{q}_3 \\ & = -F_y L - kq_1 - f\dot{q}_1 \end{aligned} \quad (\text{A.9})$$

$$\mathcal{L}_{q_2} : \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + B_4 \right) \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 - B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3 = F_x L - kq_2 - f\dot{q}_2 \quad (\text{A.10})$$

$$\mathcal{L}_{q_3} : A_4 \ddot{q}_3 + (A_4 + B_4) \dot{q}_1 \dot{q}_2 + B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_4 = C_{23} \quad (\text{A.11})$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : B_4 \ddot{q}_2 + B_4 \ddot{q}_4 - B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3 = C_{34} \quad (\text{A.12})$$

En considérant que le gyroscope tourne à vitesse constante $\dot{q}_4 = \Omega$ et que $\dot{q}_2 \ll \dot{q}_4$ on retrouve dans \mathcal{L}_{q_1} le terme correspondant au couple gyroscopique : $B_4 \Omega \dot{q}_3$.

$$\mathcal{L}_{q_1} : \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2) \right) \ddot{q}_1 + m_4 l_A l_B \dot{q}_2^2 - B_4 \Omega \dot{q}_3 = -F_y L - kq_1 - f\dot{q}_1 \quad (\text{A.13})$$

$$\mathcal{L}_{q_2} : \left(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + B_4 \right) \ddot{q}_2 - B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3 = F_x L - kq_2 - f\dot{q}_2 \quad (\text{A.14})$$

$$\mathcal{L}_{q_3} : A_4 \ddot{q}_3 + (A_4 + B_4) \dot{q}_1 \dot{q}_2 + B_4 \dot{q}_1 \Omega = C_{23} \quad (\text{A.15})$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : B_4 \ddot{q}_2 - B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3 = C_{34} \quad (\text{A.16})$$

A.6 Application numérique

Connaissant l'ordre de grandeur des différentes variables, on peut estimer celui des différents termes des équations :

$$\begin{aligned}
 \mathcal{L}_{q_1} & : \overbrace{(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2))}^{8,7e^{-2}} \ddot{q}_1 + \overbrace{m_4 l_A l_B \dot{q}_2^2}^{2,2e^{-6}} - \overbrace{B_4 \Omega \dot{q}_3}^{1,3} = - \overbrace{F_y L}^{1,2} - \overbrace{k q_1}^{0,5} - \overbrace{f \dot{q}_1}^{1e^{-2}} \\
 \mathcal{L}_{q_2} & : \overbrace{(A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + B_4)}^{4,3e^{-2}} \ddot{q}_2 - \overbrace{B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3}^{2,5e^{-5}} = \overbrace{F_x L}^{0,3} - \overbrace{k q_2}^{8,3e^{-2}} - \overbrace{f \dot{q}_2}^{3e^{-3}} \\
 \mathcal{L}_{q_3} & : \overbrace{A_4 \ddot{q}_3}^{2,1e^{-3}} + \overbrace{(A_4 + B_4) \dot{q}_1 \dot{q}_2}^{1,8e^{-7}} + \overbrace{B_4 \dot{q}_1 \Omega}^{1,7e^{-2}} = C_{23} \\
 \mathcal{L}_{q_4} & : \overbrace{B_4 \ddot{q}_2}^{1e^{-4}} - \overbrace{B_4 \dot{q}_1 \dot{q}_3}^{2,5e^{-5}} = C_{34}
 \end{aligned}$$

Compte tenu de ces valeurs, les équations de Lagrange du système peuvent être simplifiées de la manière suivante :

$$\mathcal{L}_{q_1} : (A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 (l_A^2 + l_B^2)) \ddot{q}_1 - B_4 \Omega \dot{q}_3 = -F_y L - k q_1 - f \dot{q}_1 \quad (\text{A.17})$$

$$\mathcal{L}_{q_2} : (A_2 + m_2 l_{G_2}^2 + m_4 l_A^2 + B_4) \ddot{q}_2 = F_x L - k q_2 - f \dot{q}_2 \quad (\text{A.18})$$

$$\mathcal{L}_{q_3} : A_4 \ddot{q}_3 + B_4 \dot{q}_1 \Omega = C_{23} \quad (\text{A.19})$$

$$\mathcal{L}_{q_4} : C_{34} = 0 \quad (\text{A.20})$$

Modèle CAO et résultats d'analyses par éléments finis

B.1 Vues d'ensemble

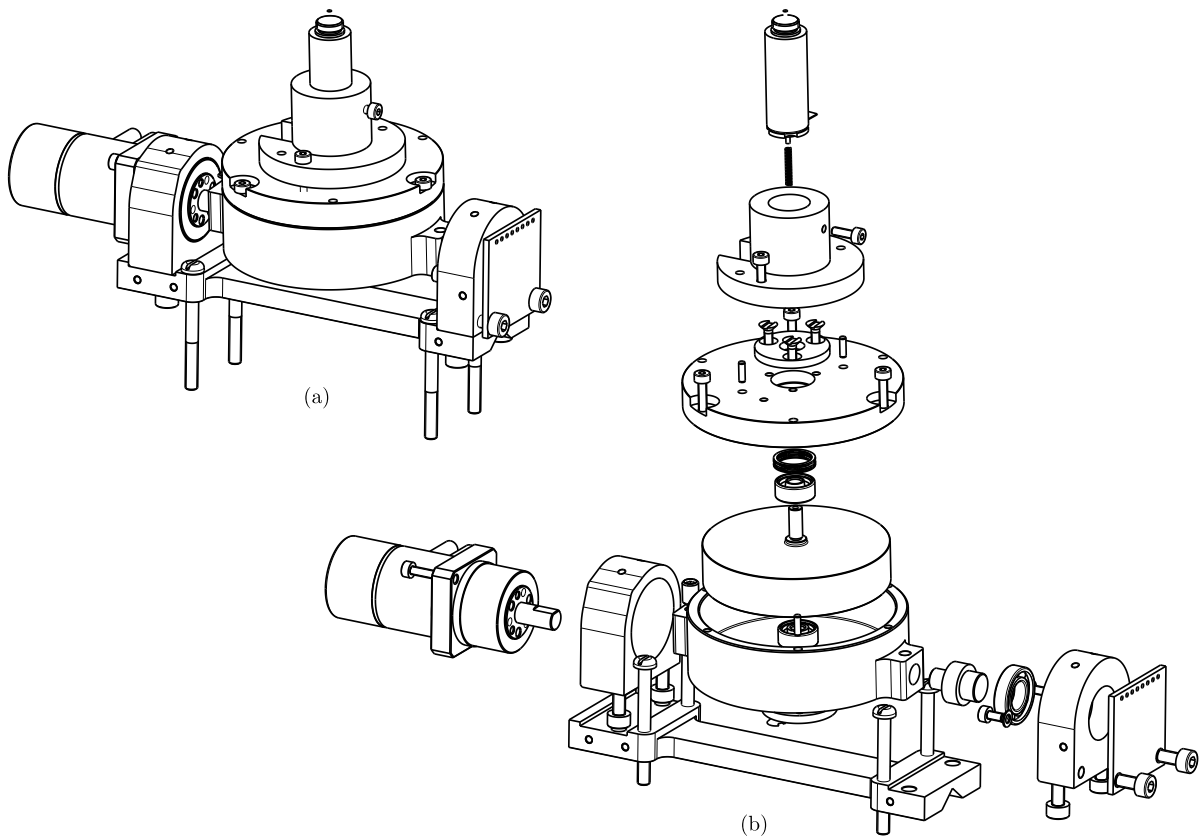


FIGURE B.1 – Vues d'ensemble du modèle de conception du GyroLock. (a) vue générale de l'assemblage. (b) vue éclatée.

B.2 Analyses par éléments finis

Les analyses par éléments finis ont été réalisées grâce module de calcul ProMechanica.

B.2.1 Analyses statiques

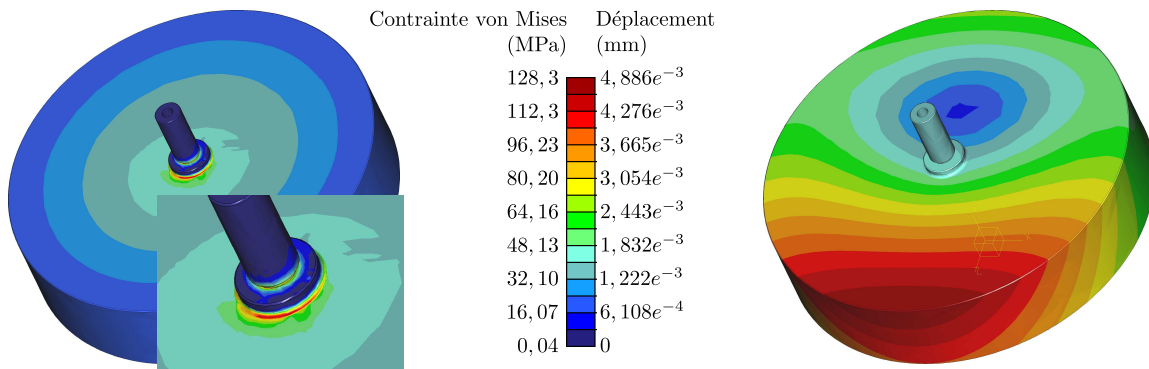


FIGURE B.2 – Simulation statique par éléments finis – Contraintes et déplacements du gyroscope soumis à la force centrifuge et au couple gyroscopique maximal.

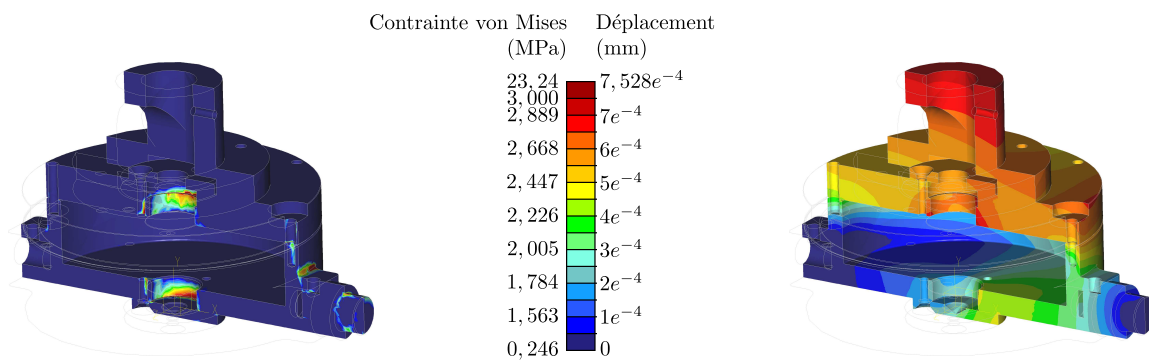


FIGURE B.3 – Simulation statique par éléments finis – Contraintes et déplacements de l'étrier soumis au couple gyroscopique maximal.

B.2.2 Analyses modales

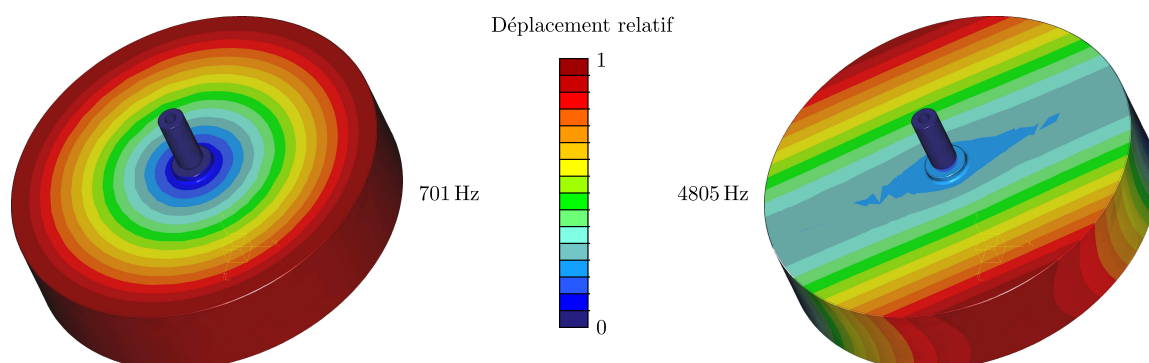


FIGURE B.4 – Simulation modale par éléments finis – Les deux premiers modes propres du gyroscope, respectivement en traction radiale et en flexion.

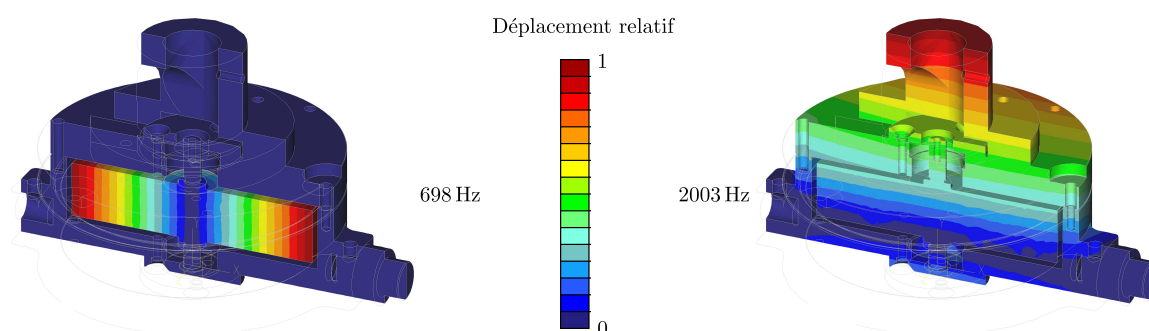


FIGURE B.5 – Simulation modale par éléments finis – Les deux premiers modes propres de l'étrier avec le gyroscope, respectivement la traction radiale du gyroscope et la torsion axiale de l'étrier.

B.3 Conception du guidage du gyroscope

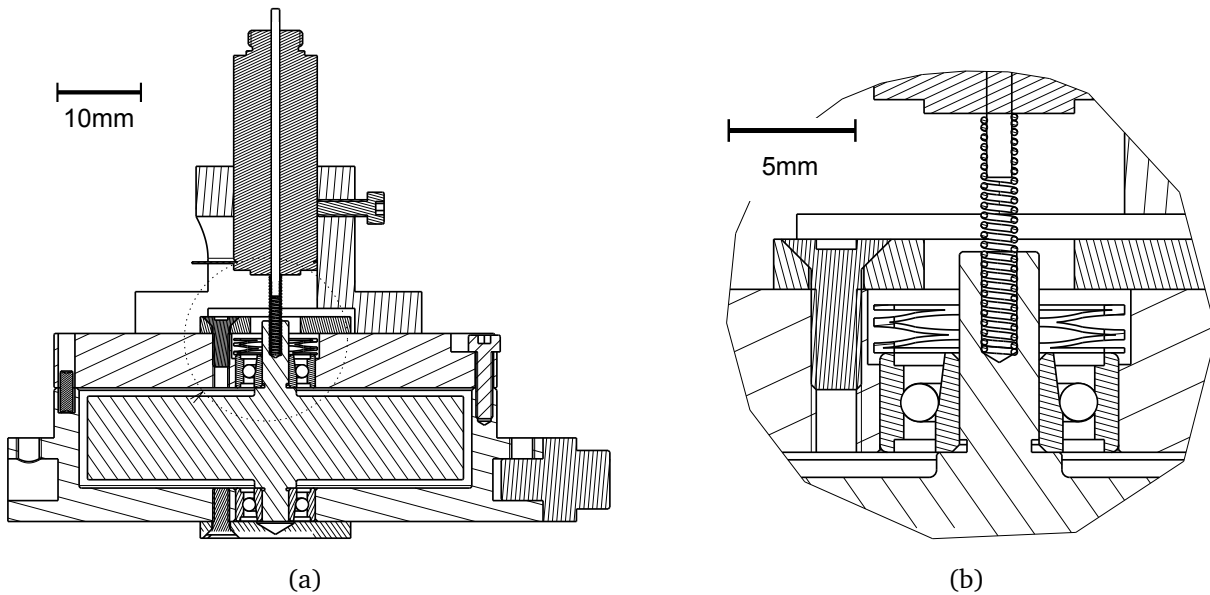


FIGURE B.6 – Conception du guidage du gyroscope. Vue d'ensemble et détail des éléments de guidage.

Liste des publications

Chapitre d'ouvrage collectif

J. Gagne, W. Bachta, P. Renaud, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. "Beating Heart Surgery : Active Compensation for Minimally Invasive Coronary Artery Bypass Grafting". *Computational Surgery*, Springer Verlag. À paraître

Revue internationale avec comité de lecture

J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, M. Diana, et J. Gangloff. "GyroLock : Stabilizing the heart with control moment gyroscope (CMG) – From concept to first in vivo assessments". *IEEE Transactions on Robotics*. Soumis

Conférences internationales avec comité de lecture

J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. "An active cardiac stabilizer based on gyroscopic effect". *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pages 6769–6772, 2009.

J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. "A cardiac motion compensation device based on gyroscopic effect". *9th International Symposium on Robot Control (SYROCO'09)*, pages 639–644, 2009.

J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. "A heart stabilization device exploiting gyroscopic actuation : design and control". *Proceedings of the ASME 2010 Int. Design*

Engineering Technical Conf. & Computer and Information in Engineering Conf. IDETC/CIE 2010, 2010.

J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. "Active heart stabilization using noise cancelling techniques with gyroscopic actuation". *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on*, pages 802–807, 2010. **Best Conference Paper Award**.

J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, M. Diana, et J. Gangloff. "GyroLock – First In Vivo Experiments of Active Heart Stabilization Using Control Moment Gyro (CMG)". *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 404–410, 2011. **Finaliste pour le Best Medical Robotics Paper Award**.

Conférences nationales avec comité de lecture

J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, M. Diana, et J. Gangloff. "Exploitation de l'effet gyroscopique pour la compensation des mouvements cardiaques". *Colloque Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé, RITS2011*, n°414, 2011.

J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. "Exploitation de l'effet gyroscopique pour la stabilisation active de l'épicarde". *20e Congrès Français de Mécanique, CFM 2011*, n° 690, 2011. *À paraître*

Communications nationales

J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. "Commande d'un stabilisateur cardiaque actionné par effet gyroscopique". *Journées du GDR MACS GT CPNL-MOSAR*, LIRMM, Montpellier, janvier 2010.

J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. "GyroLock : stabilisation active du myocarde par effet gyroscopique". *Journée du GDR Robotique GT1*, Université Paris 6, juin 2010.

Poster

J. Gagne, J. Gangloff et O. Piccin. "Conception de dispositifs robotisés pour la chirurgie minimalement invasive transluminale". *Journées Nationales de la Recherche en Robotique (JNRR 2007), session posters, 2007.*

Bibliographie

- [Bachta08a] W. Bachta. *Chirurgie cardiaque à cœur battant – Conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2008.
- [Bachta08b] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, A. Forgione, et J. Gangloff. «Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first in vivo experiments using a new robotized device». *Computer Aided Surgery*, tome 13, n° 5, pages 243–254, 2008.
- [Bachta09] W. Bachta, P. Renaud, L. Cuvillon, E. Laroche, A. Forgione, et J. Gangloff. «Motion prediction for computer-assisted beating heart surgery». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 56, n° 11, pages 2551–2563, 2009.
- [Baek10] Y. M. Baek, Y. Kozuka, N. Sugita, A. Morita, S. Sora, R. Mochizuki, et M. Mitsuishi. «Highly precise master-slave robot system for super micro surgery». Dans «Biomedical Robotics and Biomechatronics (Bio-Rob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on», pages 740 –745. 2010. ISSN 2155-1774.
- [Bebek07] O. Bebek et M. Cavusoglu. «Intelligent Control Algorithms for Robotic-Assisted Beating Heart Surgery». *Robotics, IEEE Transactions on*, tome 23, n° 3, pages 468 –480, june 2007. ISSN 1552-3098.
- [Bodson97] M. Bodson et S. C. Douglas. «Adaptive algorithms for the rejection of sinusoidal disturbances with unknown frequency». *Automatica*, tome 33, n° 12, pages 2213–2221, 1997. ISSN 0005-1098.
- [Bodson01] M. Bodson. «Performance of an adaptive algorithm for sinusoidal disturbance rejection in high noise». *Automatica*, tome 37, n° 7, pages 1133 – 1140, 2001. ISSN 0005-1098.

- [Bohnenberger17] J. Bohnenberger. «Beschreibung einer Maschine zur Erläuterung der Gesetze der Umdrehung der Erde um ihre Axe, und der Veränderung der Lage der letzteren». *Tübinger Blätter für Naturwissenschaften und Arzneikunde*, tome 3, pages 72–83, 1817.
- [Boroschek06] R. L. Boroschek et D. Legrand. «Tilt Motion Effects on the Double-Time Integration of Linear Accelerometers : An Experimental Approach». *Bulletin of the Seismological Society of America*, tome 96, n° 6, pages 2072–2089, 2006.
- [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 postoperative complications and resource utilization in the elderly». *The Annals of Thoracic Surgery*, tome 68, n° 4, pages 1490 – 1493, 1999. ISSN 0003-4975.
- [Brousse81] P. Brousse. *Mécanique analytique*. Vuibert, 1981.
- [Burke95] G. L. Burke, G. W. Evans, W. A. Riley, A. R. Sharrett, G. Howard, R. W. Barnes, W. Rosamond, R. S. Crow, P. M. Rautaharju, et G. Heiss. «Arterial Wall Thickness Is Associated With Prevalent Cardiovascular Disease in Middle-Aged Adults : The Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study». *Stroke*, tome 26, n° 3, pages 386–391, mars 1995.
- [Busseuil98] J. Busseuil, X. Roser, et M. Llibre. «High precision mini-CMG's and their spacecraft applications (Control Moment Gyros)». Dans «Proceedings of the 21st Annual AAS Rocky Mountain Guidance and Control Conference», pages 91–107. 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». *Cardio-thoracic Surgery*, tome 25, pages 786–790, 2004.
- [Cohn08] L. H. Cohn. *Cardiac surgery in the adult*. McGraw-Hill Professional, 2008. ISBN 9780071490122.
- [Crick98] S. J. Crick, M. N. Sheppard, S. Y. Ho, L. Gebstein, et R. H. Anderson. «Anatomy of the Pig Heart : Comparisons with Normal Human Cardiac Structure». *Journal of Anatomy*, tome 193, n° 01, pages 105–119, 1998.
- [Curriston72] L. E. Curriston et A. P. Perry. «Torque generator», Sep. 1972.

-
- [Cuvillon06a] L. Cuvillon. *Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Aservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur Strasbourg I, 2006.
- [Cuvillon06b] L. Cuvillon, J. Gangloff, M. de Matelin, et A. Forgione. «Towards robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision». *Computer aided surgery*, tome 11, n° 5, page none, september 2006.
- [Defendini99] A. Defendini, K. Lagadec, P. Guay, T. Blais, et G. Griseri. «Low Cost CMG-Based AOCS Designs». Dans «Spacecraft Guidance, Navigation and Control Systems, Proceedings of the 4th ESA International Conference», pages 393–398. 1999.
- [Diegeler02] A. Diegeler, H. Thiele, V. Falk, R. Hambrecht, N. Spyranis, P. Sick, K. W. Diederich, F. W. Mohr, et G. Schuler. «Comparison of Stenting with Minimally Invasive Bypass Surgery for Stenosis of the Left Anterior Descending Coronary Artery». *The New England Journal of Medecine*, tome 347, pages 561–566, 2002.
- [Dubois04] R. Dubois. *Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie*. Thèse de doctorat, Université Paris VI, 2004.
- [Falk02] V. Falk. «Manual control and tracking—A human factor analysis relevant for beating heart surgery». *Ann Thorac Surg*, tome 74, n° 2, pages 624–628, 2002.
- [Foucault52] L. Foucault. «Sur les phénomènes d'orientation des corps tournants entraînés par un axe fixe à la surface de la terre — Nouveaux signes sensibles du mouvement diurne». *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des Sciences*, tome 35, pages 424–427, 1852.
- [Fox07] K. Fox, J. S. Borer, A. J. Camm, N. Danchin, R. Ferrari, J. L. L. Sendon, P. G. Steg, J.-C. Tardif, L. Tavazzi, M. Tendera, et for the Heart Rate Working Group. «Resting Heart Rate in Cardiovascular Disease». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 50, n° 9, pages 823–830, 2007.
- [Fredrickson95] J. O. Fredrickson, H. Wegmüller, R. J. Herfkens, et N. J. Pelc. «Simultaneous temporal resolution of cardiac and respiratory motion in MR imaging.» *Radiology*, tome 195, n° 1, pages 169–175, 1995.
- [Gagne09a] J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. «An active cardiac stabilizer based on gyroscopic effect». Dans «Engineering in Medicine

- and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE», pages 6769–6772. sept. 2009. ISSN 1557-170X.
- [Gagne09b] J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. «A cardiac motion compensation device based on gyroscopic effect». Dans «9th International Symposium on Robot Control (SYROCO'09)», pages 639–644. 2009.
- [Gagne10a] J. Gagne, E. Laroche, O. Piccin, et J. Gangloff. «Active heart stabilization using noise cancelling techniques with gyroscopic actuation». Dans «Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on», pages 802–807. 2010.
- [Gagne10b] J. Gagne, O. Piccin, E. Laroche, et J. Gangloff. «A heart stabilization device exploiting gyroscopic actuation : design and control». Dans «Proceedings of the ASME 2010 Int. Design Engineering Technical Conf. & Computer and Information in Engineering Conf. IDETC/CIE 2010», 2010.
- [Gaudino05] M. Gaudino, C. Cellini, C. Pragliola, C. Trani, F. Burzotta, G. Schiavoni, G. Nasso, et G. Possati. «Arterial Versus Venous Bypass Grafts in Patients With In-Stent Restenosis». *Circulation*, tome 112, n° 9, pages I-265–269, 2005.
- [Ginhoux03] R. Ginhoux. *Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, 2003.
- [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». *Robotics, IEEE Transactions on*, tome 21, n° 1, pages 67 – 79, feb. 2005. ISSN 1552-3098.
- [Grewal02] M. S. Grewal, L. R. Weill, et A. P. Andrews. *Global Positioning Systems, Inertial Navigation, and Integration*. John Wiley & Sons, Inc., 2002. ISBN 9780471200710.
- [Higashiyama98] H. Higashiyama, M. Yamada, Y. Kazao, et M. Namiki. «Characteristics of active vibration control system using gyro-stabilizer». *Engineering Structures*, tome 20, n° 3, pages 176–183, 1998. ISSN 0141-0296. Structural Control.
- [Hoffman03] S. N. Hoffman, J. TenBrook, John A., M. P. Wolf, S. G. Pauker, D. N. Salem, et J. B. Wong. «A meta-analysis of randomized control-

-
- led trials comparing coronary artery bypass graft with percutaneous transluminal coronary angioplasty : one- to eight-year outcomes». *J Am Coll Cardiol*, tome 41, n° 8, pages 1293–1304, 2003.
- [Holland98] A. E. Holland, J. W. Goldfarb, et R. R. Edelman. «Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing : preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging.» *Radiology*, tome 209, n° 2, pages 483–489, 1998.
- [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, n° 3, pages 423–430, février 1996.
- [Huffmyer11] J. Huffmyer et J. Raphael. «The current status of off-pump coronary bypass surgery». *Current Opinion in Anaesthesiology*, tome 24, n° 1, pages 64–69, 2011. ISSN 0952-7907.
- [Jacobs03] S. Jacobs, D. Holzhey, B. B. Kiaii, J. F. Onnasch, T. Walther, F. W. Mohr, et V. Falk. «Limitations for manual and telemanipulator-assisted motion tracking–Implications for endoscopic beating-heart surgery». *The Annals of Thoracic Surgery*, tome 76, n° 6, pages 2029 – 2035, 2003. ISSN 0003-4975.
- [Kenyon51] T. W. Kenyon. «Gyrostabilized sighting instrument». *US Patent*, , n° 2 570 130, Oct. 1951.
- [Kenyon57] T. W. Kenyon. «Stabilizer for sighting devices». *US Patent*, , n° 2 811 042, Oct. 1957.
- [Kettler07] D. Kettler, R. Plowes, P. Novotny, N. Vasilyev, P. del Nido, et R. Howe. «An active motion compensation instrument for beating heart mitral valve surgery». Dans «Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on», pages 1290 –1295. 292007-nov.2 2007.
- [Lagarias98] J. Lagarias, J. A. Reeds, M. H. Wright, et P. E. Wright. «Convergence Properties of the Nelder-Mead Simplex Method in Low Dimensions». *SIAM Journal of Optimization*, tome 9, n° 1, pages 112–147, 1998.
- [Lanzer84] P. Lanzer, E. H. Botvinick, N. B. Schiller, L. E. Crooks, M. Arakawa, L. Kaufman, P. L. Davis, R. Herfkens, M. J. Lipton, et C. B. Higgins. «Cardiac imaging using gated magnetic resonance.» *Radiology*, tome 150, n° 1, pages 121–127, 1984.

- [Lappas02] V. J. Lappas, W. H. Steyn, et C. I. Underwood. «Attitude control for small satellites using control moment gyros». *Acta Astronautica*, tome 51, n° 1-9, pages 101–111, 2002. ISSN 0094-5765.
- [Laroche08] E. Laroche, E. Sedda, et C. Durieu. «Methodological Insights for Online Estimation of Induction Motor Parameters». *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, tome 16, n° 5, pages 1021–1028, sep. 2008. ISSN 1063-6536.
- [Lemma05] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, et F. Acocella. «Do cardiac stabilizers really stabilize ? Experimental quantitative analysis of mechanical stabilization». *Interact CardioVasc Thorac Surg*, tome 4, n° 3, pages 222–226, 2005.
- [Llibre09] M. Llibre. «Actionneurs gyroscopiques pour la commande d’attitude des satellites». Rapport technique, ONERA, février 2009.
- [Loisance05] D. Y. Loisance, K. Nakashima, et M. Kirsch. «Computer-assisted coronary surgery : lessons from an initial experience». *Interact CardioVasc Thorac Surg*, tome 4, n° 5, pages 398–401, 2005.
- [Mack02] M. Mack, D. Bachand, T. Acuff, J. Edgerton, S. Prince, T. Dewey, et M. Magee. «Improved outcomes in coronary artery bypass grafting with beating-heart techniques». *J Thorac Cardiovasc Surg*, tome 124, n° 3, pages 598–607, 2002.
- [Mack06] M. J. Mack. «Minimally invasive cardiac surgery». *Surgical Endoscopy*, tome 20, pages 488–492, 2006.
- [Mackay04] J. Mackay, G. A. M. with Shanthi Mendis, et K. Greenlund. *Atlas of Heart Disease and Stroke*. World Health Organization, 2004. ISBN 92-4-156276-5.
- [Mader04] S. Mader. *Understanding Human Anatomy and Physiology, 5th Edition*. McGraw-Hill, 2004. ISBN 9780072935158.
- [Moon05] Y.-J. Moon, H. S.-W. Choi, J.-G. Park, et I.-W. Lee. «Control performance of gyros system in active vibration control». Dans «18th KKCNN Symposium on Civil Engineering-KAIST3», 2005.
- [Nakamura01] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. «Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery». *IEEE International Conference on Robotics and Automation. Proceedings 2001 ICRA.*, tome 2, pages 2014–2019, 2001. ISSN 1050-4729.

-
- [Ortmaier05] T. Ortmaier, M. Groger, D. Boehm, V. Falk, et G. Hirzinger. «Motion estimation in beating heart surgery». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, tome 52, n° 10, pages 1729 –1740, 2005. ISSN 0018-9294.
- [Ott08] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, et M. de Mathelin. «Simultaneous physiological motion cancellation and depth adaptation in flexible endoscopy using visual servoing». Dans «Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics», 2008.
- [Ott09] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, et M. de Mathelin. «Physiological Motion Cancellation and Depth Adaptation in Flexible Endoscopy». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 56, pages 2322–2326, 2009.
- [Patronik05] N. A. Patronik, M. A. Zenati, et C. N. Riviere. «Preliminary evaluation of a mobile robotic device for navigation and intervention on the beating heart». *Computer Aided Surgery*, tome 10, n° 4, pages 225–232, 2005.
- [Peck05] M. A. Peck, M. A. Paluszek, S. J. Thomas, et J. B. Mueller. «Control-Moment Gyroscopes for Joint Actuation : A New Paradigm in Space Robotics». Dans «1st Space Exploration Conference : Continuing the Voyage of Discovery», 2005.
- [Pellanda00] P. Pellanda, P. Apkarian, et D. Alazard. «Gain-scheduling through continuation of observer-based realizations-applications to H_∞ and μ ; controllers». Dans «Decision and Control, 2000. Proceedings of the 39th IEEE Conference on», tome 3, pages 2787 –2792 vol.3. 2000. ISSN 0191-2216.
- [Regalia91] P. Regalia. «An improved lattice-based adaptive IIR notch filter». *Signal Processing, IEEE Transactions on*, tome 39, n° 9, pages 2124 –2128, sep 1991. ISSN 1053-587X.
- [Reyes95] A. T. Reyes, R. Frame, et R. F. Brodman. «Technique for harvesting the radial artery as a coronary artery bypass graft». *The Annals of Thoracic Surgery*, tome 59, n° 1, pages 118–126, janvier 1995. ISSN 0003-4975.
- [Riviere03] C. Riviere, W. T. Ang, et P. Khosla. «Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 793–800, 2003.

- [Riviere06] C. Riviere, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «Robotic Compensation of Biological Motion to Enhance Surgical Accuracy». *Proceedings of the IEEE*, tome 94, n° 9, pages 1705–1716, sept 2006.
- [Roger11] V. L. Roger, A. S. Go, D. M. Lloyd-Jones, R. J. Adams, J. D. Berry, T. M. Brown, M. R. Carnethon, S. Dai, G. de Simone, E. S. Ford, C. S. Fox, H. J. Fullerton, C. Gillespie, K. J. Greenlund, S. M. Hailpern, J. A. Heit, P. M. Ho, V. J. Howard, B. M. Kissela, S. J. Kittner, D. T. Lackland, J. H. Lichtman, L. D. Lisabeth, D. M. Makuc, G. M. Marcus, A. Marelli, D. B. Matchar, M. M. McDermott, J. B. Meigs, C. S. Moy, D. Mozaffarian, M. E. Mussolino, G. Nichol, N. P. Paynter, W. D. Rosamond, P. D. Sorlie, R. S. Stafford, T. N. Turan, M. B. Turner, N. D. Wong, J. Wylie-Rosett, on behalf of the American Heart Association Statistics Committee, S. S. Subcommittee, V. L. Roger, M. B. Turner, O. behalf of the American Heart Association Heart Disease, et S. S. W. Group. «Heart Disease and Stroke Statistics–2011 Update : A Report From the American Heart Association». *Circulation*, tome 123, n° 4, pages e18–209, 2011.
- [Roser97] X. Roser et M. Sghedoni. «Control moment gyroscopes (CMG's) and their application in future scientific missions». Dans «Proceedings of the 3rd ESA International Conference on Spacecraft Guidance, Navigation and Control Systems», pages 523–528. 1997.
- [Sacks96] A. Sacks, M. Bodson, et P. Khosla. «Experimental Results of Adaptive Periodic Disturbance Cancellation in a High Performance Magnetic Disk Drive». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, tome 118, n° 3, pages 416–424, 1996.
- [Salenc99] C. Salenc et X. Roser. «AOCS for agile scientific spacecraft with mini-CMG's». Dans «Spacecraft Guidance, Navigation and Control Systems, Proceedings of the 4th ESA International Conference», pages 379–384. 1999.
- [Schlick04] E. O. Schlick. «Device for minimizing the oscillatory movements of ships». *US Patent*, , n° 769 493, 1904.
- [Shechter06] G. Shechter, J. Resar, et E. McVeigh. «Displacement and velocity of the coronary arteries : cardiac and respiratory motion». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, tome 25, n° 3, pages 369–375, 2006. ISSN 0278-0062.

-
- [Sorg70] H. Sorg. «A Litterature Survey on the Gyroscope and its Applications». Rapport technique, Advisory Group for Aerospace Research & Development (AGARD), 1970.
- [Thompson20] H. H. Thompson. «Gyroscopic apparatus for ships», Feb. 1920.
- [Thornton07] B. Thornton, T. Ura, Y. Nose, et S. Turnock. «Zero-G Class Underwater Robots : Unrestricted Attitude Control Using Control Moment Gyros». *Oceanic Engineering, IEEE Journal of*, tome 32, n° 3, pages 565–583, july 2007. ISSN 0364-9059.
- [Tomizuka89] M. Tomizuka, T.-C. Tsao, et K.-K. Chew. «Analysis and Synthesis of Discrete-Time Repetitive Controllers». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, tome 111, n° 3, pages 353–358, 1989.
- [Townsend07] N. Townsend, A. Murphy, et R. Sheno. «A new active gyrostabiliser system for ride control of marine vehicles». *Ocean Engineering*, tome 34, n° 11-12, pages 1607–1617, 2007. ISSN 0029-8018.
- [Trejos99] A. L. Trejos, S. E. Salcudean, F. Sassani, et S. Lichtenstein. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'99*, chapitre On the Feasibility of a Moving Support for Surgery on the Beating Heart. Springer Berlin / Heidelberg, 1999.
- [Uneri10] A. Uneri, M. Balicki, J. Handa, P. Gehlbach, R. Taylor, et I. Iordachita. «New steady-hand Eye Robot with micro-force sensing for vitreoretinal surgery». Dans «Biomedical Robotics and Biomechatronics (Bio-Rob), 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on», pages 814 –819. 2010. ISSN 2155-1774.
- [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. Robles de Medina, et P. P. de Jaegere. «Early Outcome After Off-Pump Versus On-Pump Coronary Bypass Surgery : Results From a Randomized Study». *Circulation*, tome 104, n° 15, pages 1761–1766, 2001.
- [vanDijk02] D. van Dijk, E. W. L. Jansen, R. Hijman, A. P. Nierich, J. C. Diephuis, K. G. M. Moons, J. R. Lahpor, C. Borst, A. M. A. Keizer, H. M. Nathoe, D. E. Grobbee, P. P. T. De Jaegere, C. J. Kalkman, et for the Octopus Study Group. «Cognitive Outcome After Off-Pump and On-Pump Coronary Artery Bypass Graft Surgery : A Randomized Trial». *JAMA*, tome 287, n° 11, pages 1405–1412, 2002.

- [Vineberg47] A. M. Vineberg et B. L. Jewett. «Anastomosis between coronary vessels and internal mammary artery». *Canadian Medical Association Journal*, tome 56, n° 6, pages 609–614, 1947.
- [Williams97] D. H. Williams. «Stab wound of the heart, pericardium – Suture of the pericardium – Recovery – Patient alive three years afterwards». *Med Record*, pages 1–8, 1897.
- [Xu03] Y. Xu. *Robust cancellation of eccentricity and non-circularity tension disturbances in web winding systems*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, 2003.
- [Xu09] Y. Xu, D. Huang, et L. Zhang. «On-line adaptive identification and cancellation of periodic disturbance with unknown parameter». Dans «International Conference on Mechatronics and Automation, ICMA 2009», pages 2072 –2076. aug. 2009.
- [Yabuno08] H. Yabuno, H. Takano, et H. Okamoto. «Stabilization Control of Hunting Motion of Railway Vehicle Wheelset Using Gyroscopic Damper». *Journal of Vibration and Control*, tome 14, n° 1-2, pages 209–230, 2008.
- [Yano03] H. Yano, M. Yoshie, et H. Iwata. «Development of a non-grounded haptic interface using the gyro effect». Dans «11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, HAPTICS 2003», pages 32 – 39. march 2003.
- [Yi99] K. Y. Yi et Y. G. Chung. «An implementation of a gyro actuator for the attitude control of an unstructured object». Dans «IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA», pages 1626–1631. 1999.