

Exploitation de l'effet gyroscopique pour la compensation des mouvements cardiaques

Julien Gagne^{1,2}, Olivier Piccin^{1,2}, Édouard Laroche¹, Michele Diana³, Jacques Gangloff¹

1. LSIIT (UMR CNRS-UdS 7005), Pôle API, bd. Sébastien Brant, BP 10413, 67412 Illkirch Cedex

2. INSA de Strasbourg, 24 bd. de la Victoire, 67084 Strasbourg Cedex

3. IRCAD/EITS, Hôpitaux Universitaires, 1 place de l'Hôpital, 67091 Strasbourg Cedex

Résumé—Le système GyroLock présenté ici permet de compenser les mouvements résiduels des stabilisateurs cardiaques utilisés en chirurgie. Le principe se base sur un actionnement gyroscopique associé à une mesure d'accélération, rendant le système indépendant de l'instrument à stabiliser et de l'environnement. L'utilisation d'une loi de commande adaptative permet la compensation de perturbations d'amplitude et de fréquence variable, et assure une robustesse aux erreurs de modèle. Un prototype a été conçu, réalisé et testé *in vivo* en conditions réelles. Les résultats présentés montrent l'efficacité du principe.

Mots-Clés

Chirurgie à cœur battant, Robotique chirurgicale

I. INTRODUCTION

Les mouvements dus aux battements du cœur sont le principal obstacle au développement de nouvelles procédures de chirurgie cardiaque plus respectueuses du patient. En effet, dans le cas de pontages coronariens classiques la cage thoracique est ouverte, le cœur arrêté, et un système de circulation extra-corporelle mis en place, ces étapes étant les principales sources de risque de complication. C'est pourquoi de nouvelles techniques mini-invasives et à cœur battant tendent à se développer. Des opérations de ce type ont été réalisées grâce à des systèmes de stabilisation passifs qui contraignent mécaniquement la zone de l'épicarde où le chirurgien intervient. Cependant la présence de mouvements résiduels gênants a été rapportée [1]. Ils sont de l'ordre de plusieurs millimètres alors que la précision nécessaire au geste chirurgical est de l'ordre du dixième de millimètre. De plus des études ont montré que le suivi d'un organe ne peut pas être assuré par un humain à des fréquences de l'ordre de celles du cœur.

Différentes solutions technologiques ont été proposées jusqu'alors afin de pallier ce problème. La plupart exploitent le principe de télémanipulation utilisé en chirurgie robotisée en y intégrant des fonctions de suivi automatique ; la zone d'intérêt est alors virtuellement

immobile aux yeux du chirurgien. Cette approche, bien que performante, introduit des inconvénients. Premièrement, elle n'est applicable qu'en chirurgie robotisée. De plus, le cœur étant sujet à de fortes accélérations, le robot utilisé doit être puissant, ce qui induit un risque potentiel accru.

Le système présenté ici se base sur le principe de compensation active. Il s'agit dans ce cas d'actionner le système de stabilisation afin d'appliquer en temps réel les efforts permettant d'éliminer les mouvements résiduels. Ainsi, les fonctions de stabilisation et de réalisation du geste chirurgical sont découplées. Ce dispositif, appelé GyroLock, est conçu pour compenser le mouvement tout en étant indépendant et adaptable à celui-ci. Il s'affranchit également de lien au sol grâce à l'exploitation de l'effet gyroscopique comme moyen d'actionnement et à l'utilisation d'un accéléromètre pour la mesure, ces deux technologies étant basées sur des effets inertiels.

II. PRINCIPE ET CONCEPTION DU SYSTÈME

II.1. Principe

L'originalité principale du système est d'exploiter l'effet gyroscopique comme moyen d'actionnement. Ce principe permet de générer de couples sans point d'attache au sol et a permis l'actionnement de systèmes pour des applications évoluant dans des environnements sans point d'appui, relevant par exemple du domaine de l'aérospatial ou de la robotique sous-marine. La Fig. 1 montre une vue générale du système, monté sur un stabilisateur du commerce. Il est composé d'un gyroscope tournant à une vitesse élevée Ω par rapport à l'étrier sur lequel il est guidé. Cet étrier permet de contrôler l'inclinaison θ de l'axe de rotation du gyroscope et est lui-même guidé en rotation par rapport à la base du système, attachée au stabilisateur dont le système de fixation présente des flexibilités. Cette architecture permet de générer un couple gyroscopique C_g suivant une direction normale aux deux axes de rotation, et de valeur $C_g = I_g \Omega \dot{\theta}$ avec I_g le moment d'inertie du gyroscope par rapport à son axe de rotation. Ce couple peut donc être directement contrôlé en commandant la vitesse d'inclinaison de l'étrier $\dot{\theta}$ et

ainsi compenser en temps réel les déplacements dus à l'effort cardiaque. Ce type de système n'est pas apte à fournir un couple constant mais peut générer un couple alternatif permettant la compensation active des mouvements périodiques du cœur autour d'une position d'équilibre.

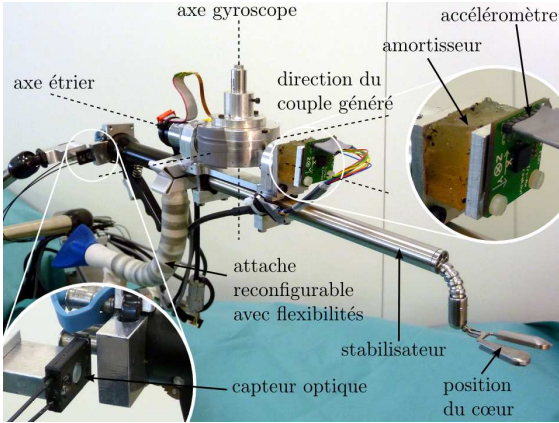


FIGURE 1 – Système GyroLock monté sur un stabilisateur Octopus TE de chez Medtronic.

II.2. Prototype

La conception du prototype s'est basée sur des mesures des efforts cardiaques réalisées *in vivo* afin de définir les couples de compensation nécessaires. Les choix effectués ont favorisé la réduction du poids et de l'encombrement tout en respectant une amplitude d'inclinaison de l'étrier de $\pm 40^\circ$. Ainsi, la vitesse de rotation du gyroscope a été maximisée. Le prototype a été réalisé en aluminium à l'exception du gyroscope, fait en acier, afin de maximiser son moment d'inertie. Une attention particulière a été portée à la réalisation du guidage du gyroscope, avec l'utilisation de roulements à billes de haute performance et l'utilisation de machines d'usinage d'une précision micrométrique. Au final le prototype pèse moins de 400 g, mesure au maximum 130 mm, et est capable de compenser des efforts de 7 N (soit deux fois l'effort cardiaque mesuré) à 1,5 Hz, avec une vitesse de rotation du gyroscope de 50 000 tr/min.

Concernant l'instrumentation du système, le choix s'est porté sur un accéléromètre. Ce choix ne constitue pas la solution la plus simple mais permet de s'affranchir d'une référence externe grâce au caractère proprioceptif de ce type de capteur, le système étant alors entièrement indépendant de son environnement. La rotation à haute vitesse du gyroscope générant des vibrations dans la structure, l'accéléromètre est monté sur un amortisseur à base de gel synthétique permettant de limiter le niveau du bruit de mesure. Afin d'en évaluer les performances, le système a également

été équipé d'un capteur optique de déplacement (cf. Fig. 1).

L'ensemble du dispositif est câblé à un contrôleur temps réel incluant la commande, l'ensemble étant supervisé depuis un ordinateur portable.

II.3. Commande

La commande utilisée doit répondre à deux objectifs. Premièrement, assurer la compensation des mouvements du stabilisateur. Deuxièmement, empêcher les dérives de l'étrier et assurer que ses déplacements se font autour de la configuration de référence afin de limiter la déviation de la direction du couple gyroscopique généré.

Les efforts cardiaques ayant été identifiés comme la somme de perturbations harmoniques dont les fréquences sont les multiples du rythme cardiaque, le choix s'est porté sur une loi de commande dédiée au rejet de perturbations harmoniques. La solution retenue est un algorithme de commande en boucle ouverte adaptative proposé par Bodson et Douglas [2] dont le schéma est présenté dans la Fig. 2. Cet algorithme basé

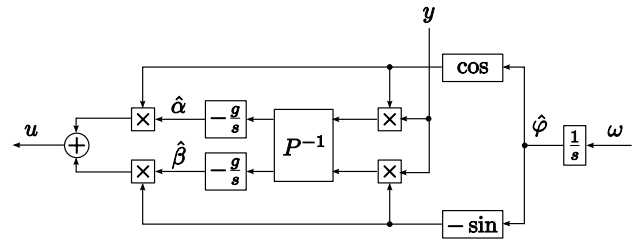


FIGURE 2 – Modèle mécanique du système dans sa configuration de référence.

sur l'estimation de deux composantes de la perturbation en quadrature de phase, $\hat{\alpha}$ et $\hat{\beta}$, permet, à partir du signal de mesure y et de la fréquence de la perturbation ω , de faire évoluer la commande u jusqu'à élimination de la composante de fréquence ω dans le signal y . La vitesse de convergence est réglée grâce au gain g et les dynamiques du système corrigées grâce à la matrice de gain P .

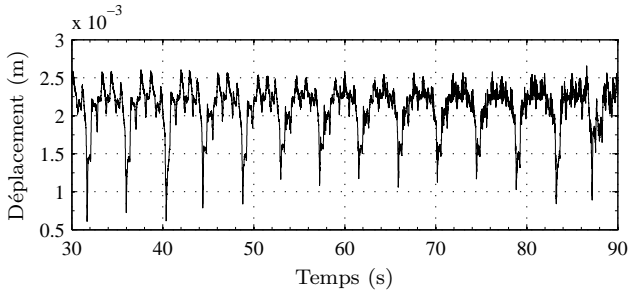
Cet algorithme présente plusieurs avantages pour cette application. Il est robuste aux erreurs d'identification du modèle : il converge si la phase est correctement estimée à $\pm 90^\circ$ et les erreurs de gain n'ont d'influence que sur la vitesse de convergence. De plus, il peut être utilisé plusieurs fois en parallèle afin de compenser plusieurs perturbations harmoniques et admet une fréquence variable de la perturbation à condition qu'elle soit connue. Ainsi, il a été implanté sur le contrôleur pour la compensation des quatre premiers harmoniques cardiaques, la pulsation cardiaque étant estimée à partir du signal fourni par l'ECG.

Afin d'éviter les dérives de l'étrier, un retour d'état est appliqué sur la valeur de l'inclinaison et son intégrale,

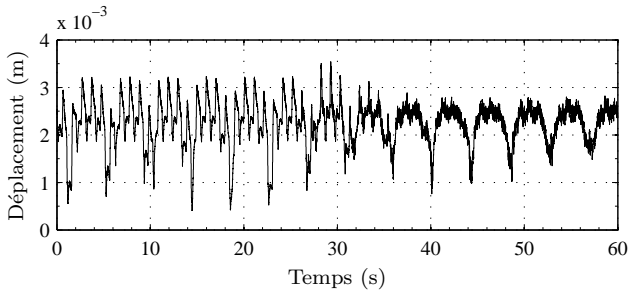
garantissant le centrage autour de la configuration de référence [3].

III. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

Le système GyroLock a été testé expérimentalement *in vivo* afin d'évaluer ses performances en conditions réelles. Ces tests ont été réalisés sur un sujet porcin sous anesthésie générale, et suivant les lois en vigueur concernant l'expérimentation animale. L'accès à l'épicarde a été assuré grâce à une sternotomie et la dissection du péricarde. Le système GyroLock, réglé avec une vitesse de 40 000 tr/min, a été monté sur un dispositif de stabilisation cardiaque Octopus TE de Medtronic positionné au niveau du ventricule gauche, zone présentant les déplacements les plus importants. Deux électrodes de l'ECG ont été positionnées sur la peau afin d'obtenir le signal cardiaque. L'algorithme de commande adaptatif a été implanté pour compenser les quatre premiers harmoniques cardiaques, l'identification du modèle du système ayant préalablement été faite dans des conditions différentes afin d'éprouver la robustesse de la loi de commande.



(a) Exploitation de l'accéléromètre. Activation à $t=48$ s.



(b) Exploitation du capteur optique. Activation à $t=23$ s.

FIGURE 3 – Expérimentations *in vivo* – mesures du déplacement résiduel.

Les tests ont premièrement été faits en utilisant le signal d'accélération. Sur la courbe de la Fig. 3(a), on peut voir que le déplacement est réduit après un temps de convergence de 25 s, la compensation étant activée à $t=46$ s. Le mouvement résiduel après compensation étant principalement dû à la respiration que l'on ne

cherche pas à compenser. Une réduction de 47 % de la valeur efficace du déplacement, hors respiration, a été mesurée. Concernant les harmoniques ciblées en particulier, la réduction a atteint les 68 %. L'inclinaison de l'étrier quant à elle a été maintenue au dessous de 20° et centrée autour de la configuration de référence. Dans un deuxième temps et dans le but de quantifier l'impact sur les performances du bruit de mesure dû aux vibrations, la mesure de déplacement issue du capteur optique a été utilisée comme entrée de la loi de commande. Les résultats ont alors été meilleurs comme le montre la Fig. 3(b). Une réduction de 70 % de la valeur efficace du signal a été mesurée après un temps de convergence de 10 s, la réduction étant de plus de 90 % pour les quatre harmoniques ciblées. Dans ce cas l'inclinaison de l'étrier était également satisfaisante avec un maximum de 40° .

IV. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La solution proposée a l'originalité de combiner l'actionnement gyroscopique avec une mesure d'accélération pour la compensation du mouvement cardiaque. Cette combinaison rend possible la réalisation d'un dispositif intégrant la fonction de compensation, indépendamment de l'instrument à stabiliser et sans référence externe au système. L'utilisation d'une commande adaptative permet d'assurer la compensation de la perturbation cardiaque à amplitude et fréquence variable, tout en étant robuste aux erreurs de modèle, permettant ainsi la reconfiguration du dispositif de stabilisation durant l'opération sans nécessiter de recalibration.

Un prototype a été conçu, réalisé et testé *in vivo* en conditions réelles. Les résultats obtenus ont montré l'efficacité de ce principe. Ces tests ont également mis en valeur l'influence du bruit de mesure sur les performances de compensation. Des améliorations sont donc encore à apporter afin de réduire l'influence des vibrations générées par le gyroscope sur la mesure d'accélération, et atteindre un niveau de compensation supérieur à 90 % pour les harmoniques cardiaques, comme obtenu avec la mesure de déplacement non bruitée.

RÉFÉRENCES

- [1] M. Lemma *et al.*, Do cardiac stabilizers really stabilize? Experimental quantitative analysis of mechanical stabilization, *Interact Cardio Vasc Thorac Surg*, Vol. 4, pp. 222–226, 2005.
- [2] M. Bodson et S. C. Douglas, Adaptive algorithms for the rejection of sinusoidal disturbances with unknown frequency, *Automatica*, Vol. 33, pp. 2213–2221, 1997.
- [3] J. Gagne *et al.*, A cardiac motion compensation device based on gyroscopic effect, *9th Int Symp on Robot Control (SYROCO'09)*, 2009.