

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

Mémoire soutenu publiquement le 25 novembre 2011

pour l'obtention de l'

Habilitation à diriger des recherches

Apport de la mécatronique pour la robotique médicale

Pierre RENAUD

Jury :

Rapporteurs

Philippe BIDAUD

- Professeur, Université Pierre et Marie Curie

Nicolas CHAILLET

- Professeur, Université de Franche-Comté

François PIERROT

- Directeur de recherche CNRS, LIRMM, Montpellier

Examineurs

Michel DE MATHELIN (garant)

- Professeur, Université de Strasbourg

Jacques GANGLOFF

- Professeur, Université de Strasbourg

Tim LÜTH

- Professeur, Technische Universität München

Remerciements

Cette première page est sans doute la plus délicate à écrire. Si j'ai bien évidemment plaisir à remercier toutes les personnes ayant permis que ce document existe, je crains en revanche de commettre un oubli à cet instant. Si vous lecteur êtes dans ce cas, n'en prenez pas ombrage, et mille excuses....

Ce document expose l'activité réalisée en majeure partie après mon arrivée à Strasbourg, fin 2004. Je tiens ici à remercier Fabrice Heitz, directeur du LSITT, pour m'avoir permis de m'intégrer à l'équipe AVR et d'y développer mon activité. Bien entendu, Michel de Mathelin, responsable de l'équipe, est pour beaucoup dans le travail que je présente. Il a su créer des conditions plus que favorables à mon travail, et j'attache beaucoup d'importance à nos échanges et à son expérience qu'il sait faire partager.

Les résultats présentés sont le fruit du travail de collègues et d'étudiants que je remercie largement. Je remercie ici tous ceux que j'ai pu côtoyer pendant quelques mois ou depuis de longues années, et que ce document constitue un immense remerciement à chacun de vous.

Ce document ne pouvait avoir de sens et de valeur à mes yeux que s'il était relu par des rapporteurs dont les parcours scientifiques sont pour moi des références. Je remercie Philippe Bidaud, Nicolas Chaillet et François Pierrot pour le temps et l'énergie qu'ils ont dépensés pour relire ce document et juger de la qualité de mon travail. Tim Lûth a quant à lui, avec une grande gentillesse, accepté de présider le jury et me faire profiter de sa grande connaissance de la robotique médicale. Merci à lui. Enfin, Michel de Mathelin et Jacques Gangloff m'ayant accompagné durant plusieurs années, c'est bien entendu très chaleureusement que je les remercie une fois encore, par écrit cette fois, d'avoir été présent le jour de ma soutenance.

Le métier d'enseignant-chercheur demande un engagement important. Il ne peut se faire sans plaisir, et sans partager sa vie avec une personne qui arrive à le comprendre et, plus délicat, à le supporter. J'ai cette chance, et mes derniers remerciements vont bien sûr à toi Hélène.

Table des matières

I	Mémoire	3
1	Parcours et objectifs	5
1.1	Notions centrales de la mécatronique	5
1.2	Parcours personnel	6
1.3	Objectif et démarche de l'activité de recherche	9
1.4	Transfert vers l'enseignement	13
2	Intégration physique	15
2.1	Introduction	15
2.2	Stimulation magnétique transcrânienne	15
2.3	Pontage coronarien à cœur battant	29
2.4	Cryothérapie guidée par IRM	45
2.5	Bilan	64
3	Intégration fonctionnelle	67
3.1	Introduction	67
3.2	Modélisation de capteurs d'efforts piezorésistifs	68
3.3	Prédiction du mouvement cardiaque	76
3.4	Commande d'un stabilisateur cardiaque actif	87
3.5	Conclusion	100
4	Prospective	103
4.1	Retour sur un titre	103
4.2	Champ applicatif et conséquences immédiates	103
4.3	Méthodes de conception et de synthèse	104
4.4	Métrologie	106
4.5	Conception monolithique	108
4.6	Et ensuite	109
II	Curriculum vitæ et résumé des activités	111
	Bibliographie	135

Avant-propos

Avec cet avant-propos, plantons le décor de l'histoire qui va suivre. La notion d'histoire, en fait plutôt de parcours, est à mon sens naturellement au centre d'un mémoire d'habilitation à diriger des recherches : il s'agit de souligner la construction d'une activité scientifique, la manière dont elle s'est mise en place grâce à l'encadrement de jeunes chercheurs, et ses directions futures. Dans la suite de ce document, nous allons donc tâcher de mettre en avant comment l'activité de recherche conduite s'est centrée progressivement sur le thème de la mécatronique pour la robotique médicale. C'est l'objet du premier chapitre. Puis en quoi les travaux de recherche conduits ont permis de contribuer au développement de la robotique médicale. C'est le cœur du mémoire, qui occupe les deuxième et troisième chapitres. Être habilité à diriger des recherches permet de disposer de la liberté de conduire son activité de recherche. La moindre des choses est donc par ailleurs de montrer que des perspectives de l'activité développée sont identifiées et présentent une cohérence scientifique. Nous serons alors dans le quatrième et dernier chapitre.

La présentation de l'activité scientifique conduite et de sa prospective constitue la première partie du document. Une deuxième partie intègre un exposé très factuel de mes activités d'enseignement et de recherche. Cela permettra au lecteur d'évaluer de manière aisée et précise la qualité des activités conduites. Certains travaux non repris dans la première partie pour des raisons de mise en cohérence y sont par ailleurs décrits.

Avant d'entrer dans le vif du sujet, encore trois remarques pour éclairer les travaux conduits et remercier tous les acteurs des projets décrits dans la suite.

L'activité de recherche développée est pluridisciplinaire, et donc de manière quasi-obligatoire le fruit d'un travail d'équipe. J'ai eu la chance de travailler dans différents laboratoires, et d'y faire des rencontres qui ont été autant d'expériences enrichissant mon parcours. Après 10 années passées dans le domaine de la robotique, j'ai eu l'honneur de publier avec plus d'une trentaine de collègues. Je les remercie une fois encore ici collectivement.

J'ai été accueilli dans différents laboratoires français et étrangers. Paris, Clermont-Ferrand, Montpellier, Castellón de la Plana, Santa Barbara, Stanford. Autant d'environnements, de cultures scientifiques différentes qui ont enrichi mon parcours et per-

mettent de prendre du recul sur mon activité de recherche, surtout au moment d'écrire un tel manuscrit. Mes remerciements ici à tous mes hôtes respectifs.

L'expérimentation tient une place forte dans l'activité développée (Fig. 1). A mon sens, expérimenter est l'un des moments les plus savoureux de la vie scientifique d'un chercheur. Quand l'agacement et la déception ne prennent pas le dessus... L'expérimentation suppose la construction de prototypes, et de dispositifs expérimentaux pour leur évaluation. N'insistons pas ici sur l'allongement des temps de projet qui en découle, qui n'en fait sans doute pas aujourd'hui la voie la plus aisée pour faire croître sa bibliométrie... Je remercie surtout ici tous les chercheurs et les personnels techniques impliqués pour les efforts, le temps passé, et leurs contributions.

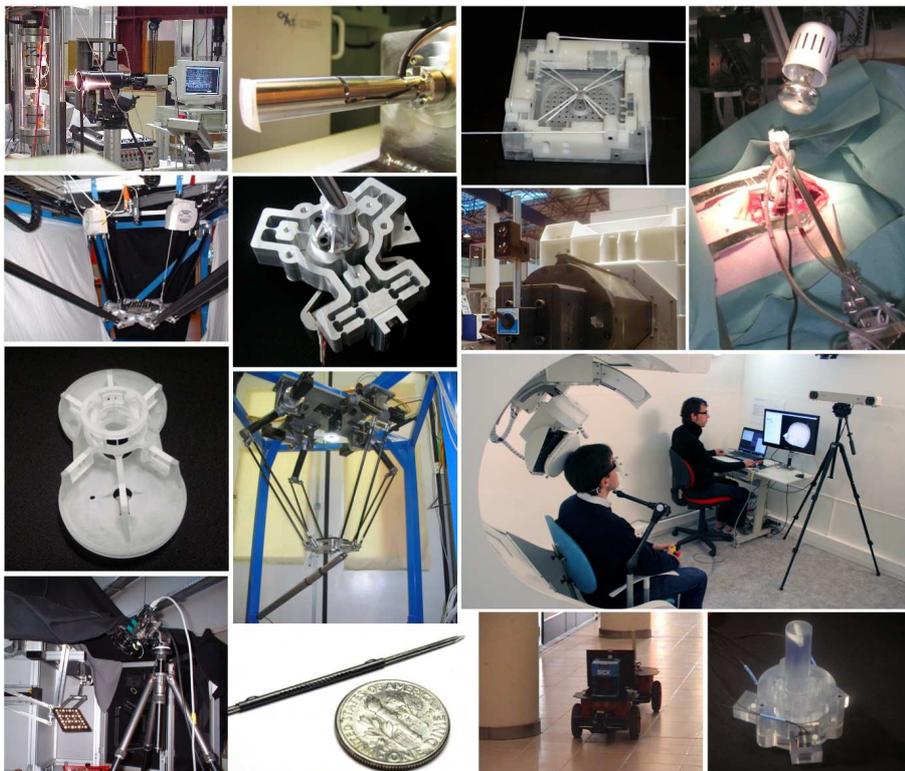


FIG. 1 – Petit rassemblement de famille : quelques prototypes et dispositifs expérimentaux, repris pour la plupart dans ce document.

Première partie

Mémoire

Parcours et objectifs

Sommaire

1.1	Notions centrales de la mécatronique	5
1.2	Parcours personnel	6
1.3	Objectif et démarche de l'activité de recherche	9
1.4	Transfert vers l'enseignement	13

1.1 Notions centrales de la mécatronique

Pour débiter, revenons sur le mot "mécatronique". L'introduction du terme est attribuée à T. Mori, un ingénieur japonais, en 1969. Le mot est formé par l'assemblage de "méca", pour mécanique, et "tronique" pour l'électronique. De fait, la mécatronique a connu son essor avec la montée en puissance de l'électronique et de l'informatique, à la fin des années 60 : les premiers logiciels temps-réel sont apparus en 1966 et le micro-ordinateur en 1971. Ces jalons ont marqué aussi le développement de la robotique, et ces deux disciplines ont connu des développements quasi-simultanés [Isermann 2006].

La définition de la mécatronique n'a pas été immédiate et évidente. Encore aujourd'hui, les définitions varient selon les auteurs, et dans [Alciatore 2011] on trouve le recensement de plus d'une vingtaine de définitions. Il est unanimement reconnu que la mécatronique est un champ dans lequel la mécanique, l'électronique et les technologies de l'information agissent de manière concourante. "Faire de la mécatronique" n'est cependant pas aujourd'hui une activité totalement structurée. La définition de méthodes de conception mécatronique reste ainsi un objet de recherche. Des questions restent aussi ouvertes, comme le décrit notamment un article au titre évocateur paru récemment dans la revue Mechatronics [Bradley 2010] : "Mechatronics - More questions than answers".

En France, une définition normalisée a été adoptée en 2008 (Norme NF E 01-010), à partir de laquelle nous allons débiter ce document :

Démarche visant l'intégration en synergie de la mécanique, l'électronique, l'automatique et l'informatique dans la conception et la fabrication d'un produit en vue d'augmenter et/ou d'optimiser sa fonctionnalité.

Automatique et informatique correspondent ici aux technologies de l'information mentionnées précédemment. Deux notions apparaissent centrales : pluridisciplinarité et mise en synergie. Pluridisciplinarité tout d'abord, car la mécatronique est définie par l'utilisation de plusieurs sciences de l'ingénieur durant la conception et la fabrication

d'un produit. Synergie ensuite : une valeur ajoutée apparaît par la réflexion transversale adoptée pendant la conception.

Les activités de recherche poursuivies avant d'arriver en 2004 à Strasbourg m'ont sensibilisé à ces deux notions, et finalement à l'intérêt de contribuer par la mécatronique au développement de la robotique médicale. Ce parcours est ici brièvement résumé, car il permet de mieux appréhender les choix effectués et les axes de la prospective proposée.

1.2 Parcours personnel

Mécanicien de formation, j'ai rapidement eu l'occasion de percevoir l'intérêt d'approches pluridisciplinaires pour améliorer la compréhension et finalement le fonctionnement de systèmes.

1.2.1 Vision et matériaux

Le premier domaine de recherche dans lequel je me suis impliqué est celui du comportement des matériaux composites. Durant mon stage de DEA au Laboratoire de Mécanique et Technologie de Cachan, j'ai pu mesurer l'intérêt d'intégrer la vision par ordinateur comme un outil de mesure pour l'analyse expérimentale du comportement de matériaux composites carbone/carbone (Fig. 1.1). L'estimation de champs de déplacements par vision, par des techniques de mesure par corrélation d'images, a alors permis d'observer expérimentalement la rupture d'interfaces matrice/fibres [Hild 2001]. Ce type d'observation constituait une première pour un tel matériau car une instrumentation conventionnelle par jauges de déformation modifiait localement le comportement du matériau : la colle utilisée permet de pallier la faiblesse des interfaces dans le matériau, et la jauge ne fournit qu'une information moyennée mettant difficilement en évidence des phénomènes très locaux.

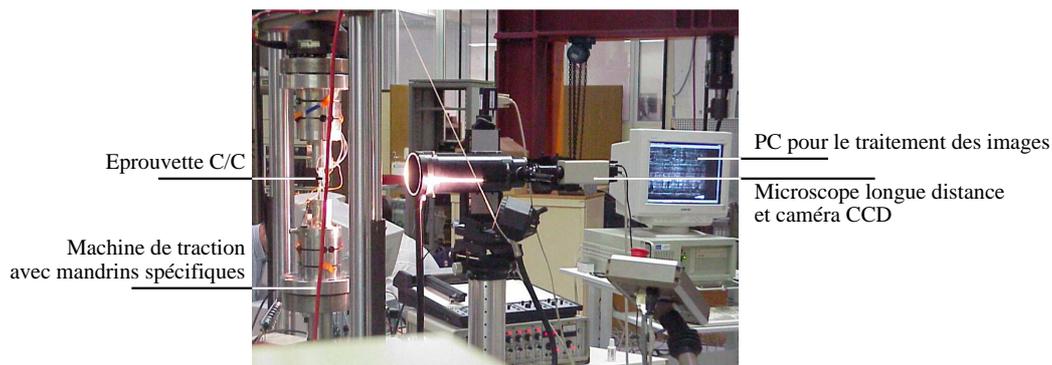


FIG. 1.1 – Essai de traction de matériau composite C/C 3D avec mesure de déplacement par microscopie longue distance.

1.2.2 Vision et robotique parallèle

Mes travaux de thèse ont conforté mon intérêt pour des approches multidisciplinaires, en découvrant en 2001 le domaine de la robotique. Il s'agissait alors d'évaluer de quelle manière, et avec quelle efficacité, la vision peut permettre d'améliorer la précision des robots parallèles. Ces travaux se sont déroulés à Clermont-Ferrand, en prenant place dans 2 laboratoires : le LaRAMA (désormais LAMI), spécialisé dans la modélisation et l'analyse de mécanismes, et le LASMEA spécialisé en vision et commande robotique. La participation au projet ROBEA MAX (Robots à architecture complexe : de la conception à la performance et l'autonomie) a permis par ailleurs d'aller tester les méthodes proposées sur les prototypes disponibles à l'IRCCyN (Nantes) et au LIRMM (Montpellier).

Les robots parallèles possèdent de nombreux atouts qui expliquent leur expansion aujourd'hui dans l'industrie : dynamiques élevées dans des tâches de manipulation, grande rigidité les rendant d'intérêt par exemple pour des machines-outils. Leur précision absolue, *i.e.* leur justesse, n'est cependant pas intrinsèquement meilleure que celle des robots sériels. Afin d'améliorer leur précision, l'identification des paramètres du modèle géométrique utilisé dans la commande est nécessaire.

Dans un premier temps, la vision a été considérée comme un outil de métrologie permettant de fournir une estimation de l'état de l'organe terminal du robot. C'est l'information la plus souvent utilisée pour l'identification géométrique des robots sériels, et l'estimation possible de la pose (position et orientation) de l'effecteur permet de manière simple d'utiliser le modèle géométrique inverse, un modèle géométrique facilement disponible pour un mécanisme parallèle. Afin d'associer au mieux vision et identification, nous avons cherché à optimiser les positions utilisées durant l'identification en fonction des performances de l'outil de métrologie [Renaud 2003]. Les résultats expérimentaux ont montré l'intérêt de la vision [Renaud 2006].

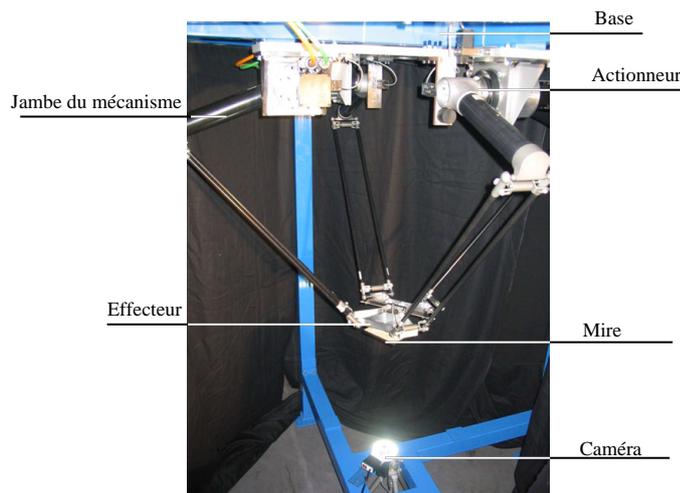


FIG. 1.2 – Exemple d'identification géométrique par observation de l'effecteur : expérimentation sur le le robot I4R.

Dans un deuxième temps, nous sommes revenus sur les informations que peut fournir la vision en observant un robot parallèle, et simultanément nous nous sommes intéressés aux liens existants entre les mouvements des éléments d'un mécanisme parallèle et son comportement cinématique global. Les jambes d'un robot parallèle sont rapidement apparues d'intérêt. Ces chaînes cinématiques liant la base à l'effecteur sont d'une part souvent constituées d'éléments cylindriques. Il est donc possible d'évaluer simplement leur position par vision. D'autre part, le comportement de ces jambes est étroitement lié, et d'une manière simple à exprimer, au comportement de l'ensemble du mécanisme.

L'objectif a alors été de développer des méthodes d'identification géométrique basées sur une telle observation des jambes du robot [Renaud 2005]. En combinant vision par ordinateur, optimisation et modélisation mécanique dès la phase de conception de la méthode d'identification, il a été possible de proposer des méthodes originales et efficaces. Pluridisciplinarité, mise en synergie, les ingrédients de la mécatronique avaient porté leurs fruits dans ce contexte.



FIG. 1.3 – Exemple d'identification géométrique par observation des jambes : expérimentation sur le robot I4L.

1.2.3 Première approche de la robotique médicale

Durant mon séjour post-doctoral au LIRMM à Montpellier, j'ai orienté mon activité vers le contexte de la robotique médicale. Dans le cadre du projet ROBEA GABIE (Guidage Actif Basé Imagerie Echographique), il s'agissait de proposer une assistance robotique pour la chirurgie de la valve mitrale [Dombre 2005, Sauvée 2005]. La problématique, relevant de la chirurgie cardiaque, m'a permis d'appréhender les spécificités de la robotique médicale. Le caractère le plus singulier est sans doute l'existence d'interactions fortes entre le système robotique et l'homme, avec d'une part le patient et d'autre part le médecin ou le chirurgien. L'interaction robot/patient rend évidemment fondamentale la notion de sécurité. Les gestes pratiqués par le praticien sont par ailleurs très spécifiques et interagir avec ce dernier est indispensable pour développer un système robotique pertinent. Le caractère pluridisciplinaire de la robotique se trouve donc en-

core renforcé dans le domaine de la robotique médicale. C'est par conséquent avec un grand intérêt pour ce domaine de la robotique que j'ai rejoint Strasbourg en septembre 2004.

1.3 Objectif et démarche de l'activité de recherche

1.3.1 Objectif

Convaincu de l'intérêt de la mécatronique, il m'a semblé naturel d'essayer de contribuer au développement de la robotique médicale par son biais. Le titre du manuscrit souligne l'approche adoptée. Pour être plus précis, nous devrions parler de robotique médicale et chirurgicale : nous nous intéressons à l'introduction de systèmes robotiques pour assister le médecin ou le chirurgien dans la réalisation d'actes permettant le diagnostic ou le traitement de pathologies. Le domaine est distinct de celui de la robotique pour l'assistance à la personne, et fort d'une trentaine d'années (on pourra se référer à [Siciliano 2008] et [Troccaz 2009] pour un historique), il a derrière lui une communauté scientifique très active. On pourrait se demander en premier lieu en quoi il était d'intérêt de se joindre à cette communauté et si finalement le domaine n'est pas déjà proche d'une certaine maturité : des systèmes commerciaux existent comme le robot Da Vinci proposé pour la chirurgie par Intuitive Surgical, le CyberKnife développé par Accuray pour la radiothérapie ou encore Zeego construit par Siemens pour la radiographie (Fig. 1.4). Plus de trois mille chirurgiens ont déjà été formés au système Da Vinci, et plus de 900 000 gestes ont été réalisés depuis sa commercialisation.



FIG. 1.4 – Trois systèmes médicaux commerciaux utilisant la robotique : le Da Vinci, le CyberKnife et le Zeego.

La robotique médicale a connu un développement rapide, franchissant donc le seuil des laboratoires pour intégrer les hôpitaux. Cette pénétration tarde cependant aujourd'hui à s'intensifier, voire même à se pérenniser. La société BCC Research avait estimé en 2003 que le marché américain de la robotique médicale et chirurgicale devrait évoluer de 22% par an. En 2006, cette évolution a été réévaluée à 31% par an, ce qui devait amener le marché à une valeur de 2,8 milliards de dollars en 2011. En 2009, il était finalement question d'1,5 milliard de dollars d'ici 2014 [BCC 2011]. Ceci peut être vu comme de simples erreurs de projection, mais il est intéressant de mettre en parallèle

l'évolution de l'image d'un robot comme le Da Vinci. Après un accueil très favorable au début des années 2000, son impact est désormais régulièrement discuté par des institutions [Camberlin 2009] ou par des praticiens à travers les médias [Bader 2008, Singer 2010]. L'augmentation de l'usage de la robotique médicale est liée à son acceptation, qui reste donc perfectible. L'analyse des freins existants au développement de la robotique pour la santé proposée dans [Buttner 2008] a fait émerger des verrous d'ordre économique, légal, éthique, sociétal mais aussi scientifique et technique. La robotique médicale n'est alors vue à l'horizon 2025 que dans un stade partiel de développement. Contribuer au domaine semble encore aujourd'hui nécessaire et d'intérêt.

Parmi les verrous scientifiques, focalisons nous sur la problématique de la conception de robots médicaux et chirurgicaux. Les premiers développements de la robotique médicale ont reposé sur l'emploi de robots industriels [Taylor 2003, Troccaz 2009]. Rapidement, des sécurités matérielles et logicielles ont été incluses, en conservant cependant des architectures conventionnelles. Une idée sous-jacente était alors de développer des systèmes robotiques polyvalents, dont l'architecture permettrait de considérer un large spectre de gestes médicaux et chirurgicaux. L'intérêt d'une telle approche est bien sûr la réduction de coût qu'il est possible d'obtenir [Cleary 2001]. Le système Da Vinci évoqué précédemment s'est placé dans cette voie : conçu à la fin des années 90, il est prévu pour permettre un nombre conséquent de gestes aussi bien en chirurgie urologique et gynécologique qu'en chirurgie cardio-thoracique et générale. La liste de gestes reprise dans [Surgical 2009] est sur ce plan impressionnante. Il est aujourd'hui cependant utilisé très majoritairement pour un geste, celui de l'ablation de la prostate. Proposer des systèmes polyvalents n'est peut être pas la meilleure voie en terme d'acceptabilité et d'usage par le corps médical.

Une approche radicalement différente consiste à développer des systèmes spécifiques, en partant de la définition du besoin médical. La sécurité du dispositif, son efficacité doivent alors pouvoir être optimisés. C'est l'approche qui a retenu l'attention de la communauté de la robotique médicale depuis les années 2000 [Taylor 2006], sur laquelle je me suis immédiatement centré : développer des systèmes dédiés pour favoriser leur acceptabilité, en travaillant sur leur sécurité et leur efficacité.

La compacité des systèmes est un point important pour l'acceptabilité. C'est l'un des objectifs mis en avant dès 2006 dans la prospective du comité d'experts en robotique du CNRS, repris également dans [Alterovitz 2009], sur lequel je me suis positionné : il s'agit de proposer des systèmes robotiques dédiés à la tâche pour optimiser leur efficacité et leur sécurité. Leur acceptabilité sera par ailleurs d'autant plus grande que leur compacité les rendra utilisables facilement. Quiconque ayant déjà constaté l'encombrement d'une salle d'opération ou de radiologie interventionnelle comprendra l'importance de ce point.

Si un robot médical n'est finalement pas polyvalent mais spécialisé, son coût doit être en rapport. La complexité mécanique d'un système comme le Da Vinci a rendu dès le départ sa diffusion difficile : une maintenance importante due à une grande complexité nuit d'une part au gain financier que peut représenter l'utilisation de la robotique et d'autre part, éventuellement, à sa disponibilité. Il s'agit donc de proposer des dispositifs robotiques dont le coût dans le cadre d'une commercialisation ne consti-

tuera pas un frein, comme identifié dans [Mataric 2009].

Proposer des robots dédiés, efficaces, sûrs et potentiellement peu coûteux : voilà donc l'objectif de mon activité de recherche. Il s'agit de répondre à des problématiques médicales par l'introduction de nouveaux dispositifs. Répondre à un besoin spécifique sans chercher à proposer simultanément des démarches pour élargir la portée des propositions resterait d'un intérêt limité : nous cherchons donc simultanément à identifier des méthodes de synthèse de systèmes robotiques basées sur une conception mécatronique.

1.3.2 Démarche

Nous l'avons souligné, la pluridisciplinarité de la robotique est encore plus marquée dans le champ de la robotique médicale : il est nécessaire de travailler de manière étroite avec les praticiens pour interagir et évoluer vers une assistance robotique efficace et acceptable par le corps médical. C'est le premier élément de démarche retenu.

Deuxième élément de démarche, que nous avons annoncé à travers le titre de ce document, l'utilisation de la mécatronique pour proposer de nouvelles assistances robotiques. Bien entendu, nous ne sommes pas les seuls à approcher le problème de la conception de dispositifs robotiques comme un problème de conception mécatronique. La conception de robot est en fait l'exemple même de conception mécatronique, que l'on retrouve dans des ouvrages traitant de manière globale de la discipline [Onwubolu 2005, de Silva 2008, Isermann 2009]. Dans le domaine de la robotique, et donc *a fortiori* de la robotique médicale, la conception robotique relève de la conception mécatronique.

La conception mécatronique repose sur l'intégration de la mécanique, l'électronique, l'automatique et l'informatique sur deux plans [Isermann 2006, Neugebauer 2007] :

- *L'intégration physique* consiste à envisager de manière simultanée l'intégration des composants que sont capteurs, actionneurs, éléments de commande avec la structure mécanique. Dans le contexte de la robotique, on peut citer par exemple la conception très aboutie du Light-Weight Robot du DLR [Hirzinger 2002], dont les performances ont été obtenues en abordant simultanément la conception de l'actionneur, du capteur de couple intégré à chaque articulation et la synthèse de la structure mécanique du bras.
- *L'intégration fonctionnelle* consiste quant à elle à mettre en synergie les éléments du système par la mise en place d'un traitement de l'information adapté. Cela peut comprendre l'intégration d'une commande avancée, la supervision ou le diagnostic de défaut ou bien encore l'intégration de modèle dans le traitement de l'information circulant dans le système.

Notre activité se positionne sur ces deux plans, et pour proposer de nouveaux dispositifs nous avons, dès les phases amont de conception, considéré la possibilité de jouer à la fois sur l'intégration physique et fonctionnelle pour répondre à une problématique médicale.

Pour reformuler la démarche, nous pouvons faire appel à l'image utilisée par R. Iser-

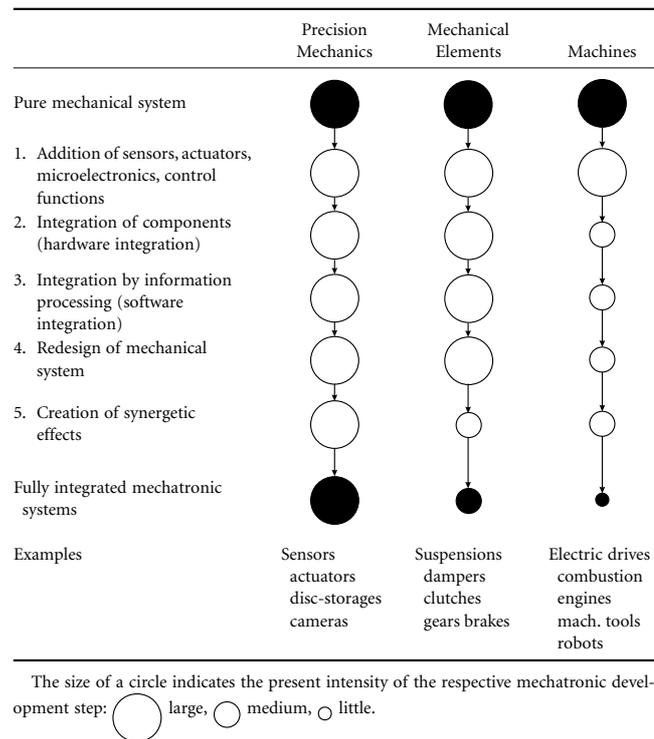


FIG. 1.5 – Graduation de la conception de systèmes mécatroniques. Figure extraite de [Isermann 2006].

mann dans [Isermann 2006] pour décrire le niveau d'intégration de systèmes mécatroniques. Sur cette figure, le passage d'une approche purement mécanique à une approche mécatronique est décomposé en 5 critères. Chacun est, de manière schématique bien entendu, quantifié par la taille d'un cercle. Les robots y sont représentés comme faisant encore peu appel à l'intégration physique (*hardware integration*) ou fonctionnelle (*software integration*). Dans l'activité développée, nous jouons sur ces deux plans en travaillant simultanément sur l'architecture mécanique pour proposer des systèmes robotiques convaincants dans notre contexte médical et chirurgical.

Le manuscrit va être composé dans la suite de deux chapitres correspondants aux deux type d'intégration envisageables. Bien entendu, nous sommes tributaires des contextes et gestes médicaux. L'activité conduite a donc été une activité de projet, qui s'est centrée sur trois gestes : la stimulation magnétique transcrânienne, le pontage coronarien à cœur battant et la cryothérapie guidée par IRM. Nous aurions pu de manière alternative présenter le manuscrit par projet. Cette présentation a été écartée pour trois raisons. Le plan adopté permet tout d'abord de mieux mettre en parallèle les problématiques de synthèse de structure dans le deuxième chapitre. L'articulation entre activité conduite et prospective est par ailleurs plus pertinente. Enfin, les contributions réalisées dans le cadre des projets mais dont le champ applicatif dépasse leur contour sont

plus facilement mises en avant.

La suite du manuscrit va donc finalement être construite de la manière suivante. Dans le deuxième chapitre, les problématiques médicales seront introduites. Nous montrerons alors en quoi les dispositifs proposés répondent au besoin et leur originalité. Les architectures seront décrites en mettant surtout en avant les méthodes de synthèse adoptées et/ou proposées. Nous concluons sur l'apport de l'intégration physique et les problématiques ouvertes par ces travaux. Dans le troisième chapitre, nous mettrons en avant les travaux réalisés qui portent de manière large sur la modélisation, l'identification et la commande. Le contexte médical nous a notamment conduit à travailler sur l'intégration de connaissance sur les mouvements *in vivo* pour assurer l'efficacité des dispositifs proposés que nous discuterons. Une prospective est enfin proposée à partir de ces deux chapitres pour positionner les activités de recherche à venir.

1.4 Transfert vers l'enseignement

La suite de cette première partie est centrée sur l'activité de recherche développée. Il me semble cependant intéressant de préciser à cet instant la manière dont mes activités d'enseignement bénéficient de l'activité de recherche conduite.

Agrégé de mécanique, ma formation de base s'est enrichie grâce à mon activité de recherche en vision, optimisation, commande. Cet élargissement de mon bagage est en fait coïncident avec l'évolution actuelle de l'activité de conception de produits et de systèmes. Cette évolution se répercute aujourd'hui jusque dans l'enseignement secondaire : la réforme en cours des programmes de lycée, notamment le parcours STI2D en filière technique, met maintenant en avant cette dimension dans l'enseignement des sciences de l'ingénieur. J'ai l'occasion de mettre à profit mes compétences dans le cadre du recrutement d'enseignants agrégés, au sein du jury de l'agrégation externe de mécanique. Un enseignant de mécanique doit être capable aujourd'hui d'analyser un système technique sous un angle qui n'est plus exclusivement celui de la conception mécanique. La robotique fournit à ce titre de très beaux exemples.

Mon établissement, l'INSA de Strasbourg, propose une formation d'ingénieur en cinq années. Nous avons donc l'opportunité de former des étudiants se destinant dès la sortie du baccalauréat à des formations en génie mécanique, plasturgie ou mécatronique. Pour ces étudiants, nous avons pu mettre en place une introduction à l'approche système, et aux différentes sciences de l'ingénieur mises en jeu dans la conception de systèmes mécatroniques, à travers un cycle de travaux pratiques au niveau L2. Pour les étudiants de génie mécanique et plasturgie, nous revenons sur l'articulation entre ces disciplines, et la nécessité de concevoir en intégrant en amont les liens entre partie opérative et partie commande dans le cadre de l'enseignement de l'automatique que j'assure. Pour les sensibiliser, nous mettons par ailleurs en oeuvre actuellement un nouvel espace d'expérimentation dédié à l'automatique et la robotique au sein de la plateforme pédagogique de mécanique de l'INSA, dans le laboratoire de mécatronique dont je suis co-responsable.

Enfin, nous avons l'occasion avec les étudiants de spécialité mécatronique d'abor-

der l'aspect synergique qui existe dans la conception mécatronique de produits et de systèmes. D'une part au travers du cas de la robotique, que j'enseigne en cinquième année, et d'autre part à travers une activité de projet mécatronique prenant part tout au long des cinq semestres de la spécialité dans laquelle j'interviens.

Intégration physique

Sommaire

2.1 Introduction	15
2.2 Stimulation magnétique transcrânienne	15
2.3 Pontage coronarien à cœur battant	29
2.4 Cryothérapie guidée par IRM	45
2.5 Bilan	64

2.1 Introduction

Comme précisé en fin de chapitre précédent, l'approche retenue est de concevoir des systèmes robotiques dédiés, en ayant une réflexion sur l'introduction de l'assistance robotique dès la définition du geste médical ou chirurgical. A l'intérieur de ce chapitre nous adoptons donc une présentation par projets afin de conserver l'articulation entre le besoin médical ou chirurgical et nos propositions. Une synthèse est introduite ensuite qui jouera un rôle d'articulation avec la prospective.

2.2 Stimulation magnétique transcrânienne

2.2.1 Contexte du projet

Ce projet a débuté en octobre 2004 par une collaboration entre quatre laboratoires membres de l'Équipe-Projet Multi-Laboratoires « Imagerie, et Robotique Médicale et Chirurgicale ». L'équipe AVR (Automatique, Vision et Robotique) du LSIT, le laboratoire de Génie de la Conception (LGECO) dont j'étais initialement membre, et l'équipe Traitement d'Images Médicales du laboratoire d'Imagerie et de Neurosciences Cognitives (LINC) se sont associés au Dr J. Foucher de l'Unité psychopathologie clinique et expérimentale de la schizophrénie du CHU de Strasbourg autour de la problématique de la robotisation de la Stimulation Magnétique Transcrânienne (SMT dans la suite).

De 2004 à 2008, C. Lebossé a d'abord été la cheville ouvrière du projet durant sa thèse de doctorat. J'ai alors co-encadré son travail avec B. Bayle et M. de Mathelin, en assurant la coordination de la conception et de l'intégration du système. Dans un deuxième temps, un projet ANR EmergenceTec, co-rédigé avec J. Foucher, nous a permis de poursuivre le travail avec le soutien d'une ingénieure à temps plein, L. Zorn, pour la partie qui nous intéresse ici, à savoir la conception d'un système robotique pour la SMT.

2.2.2 Problématique médicale

La SMT (ou TMS pour l'acronyme anglo-saxon) est une technique non invasive de stimulation électrique du cerveau. L'idée est de moduler l'activité corticale en induisant des courants électriques dans le cerveau grâce à un champ magnétique externe variable. Le champ magnétique est créé par une bobine de stimulation que l'on vient placer à proximité de la tête (Fig. 2.1) : l'intensité maximale du champ est élevée, de l'ordre de 2T, mais la décroissance est très rapide dans l'espace. La profondeur de stimulation ne dépasse pas 25 mm avec les matériels actuels [Zangen 2005, Rudiak 1994]. La sonde doit toujours par conséquent être en contact avec la tête.



FIG. 2.1 – Vues du dessus et dessous d'une sonde de stimulation en huit.

La technique est indolore, avec très peu d'effets secondaires. Le risque principal est celui de l'apparition de convulsions. Mais les conditions de stimulation pour éviter le phénomène sont maintenant connues [Wasserman 1996]. La SMT a trois champs d'application : clinique, thérapeutique et neurologique. C. Lebossé décrit en détail l'historique de la technique et son potentiel sur ces trois plans dans son manuscrit de thèse [Lebossé 2008a]. L'aspect sans doute le plus intéressant en terme d'impact sociétal est la possibilité de traiter des pathologies telles que les dépressions résistantes [O'Reardon 2007, Gershon 2003] ou les hallucinations chez les personnes schizo-phrènes. La liste de pathologies pour lesquelles la SMT semble posséder un effet significatif est en fait longue : troubles obsessionnels compulsifs [Hoffman 2003], troubles post-traumatiques [Giupponi 2009], ... L'appréciation de l'efficacité de la technique est cependant si délicate que sa plus-value reste souvent actuellement à valider, et les paramètres optimaux de stimulation à déterminer. Bien qu'approuvée pour le traitement des dépressions résistantes aux USA, Canada et en Israël, la SMT n'est ainsi pas encore complètement acceptée du fait de la variabilité des résultats entre patients.

Cette variabilité provient notamment de la réalisation du geste de stimulation [Herwig 2001a, Lisanby 2002]. La tâche consiste à placer une sonde de plus de 2 kg sur la tête du patient pour exciter une zone du cerveau avec une précision de quelques millimètres. Pour ce faire, le praticien dispose aujourd'hui dans le meilleur cas [Ahdab 2010, Sparring 2008] des images IRM du patient, d'une reconstruction 3D du cerveau éventuellement, et d'un outil de navigation [Herwig 2001b, Neggers 2004] (Fig. 2.2). Cet outil combine les images IRM préalablement réalisées avec les informations obtenues en temps réel avec un localisateur optique concernant la position relative de la sonde et de la

tête. Une assistance sous forme graphique est alors renvoyée sur un écran au praticien. Même avec un tel outil, la précision souhaitée reste difficile à atteindre. La zone excitée par la sonde dépend à la fois de la position et de l'orientation de cette dernière. Pour le neurologue, il est donc nécessaire de contrôler la position de la sonde selon 6 degrés de liberté (DDL) à partir du retour visuel du navigateur. Une session peut durer plus de 30 minutes. Une alternative parfois considérée consiste donc à bloquer mécaniquement la sonde en position durant la stimulation. La méthode est peu précise car le patient a tendance à déplacer sa tête, de manière involontaire, pendant une telle durée. Il est alors par ailleurs impossible de suivre des trajectoires particulières à la surface du cerveau, ce qui limite le type de stimulation réalisable.

L'intérêt d'un système robotique apparaît alors évident. Le système doit permettre d'améliorer la précision du geste, éviter le caractère délicat et pénible de la tâche de positionnement manuel, et le couplage du robot à un logiciel disposant des images IRM du patient doit permettre de rendre aisé la construction de scénarios de stimulation. Les mouvements du patient doivent par ailleurs pouvoir être compensés pour conserver la précision de stimulation au cours d'une session, en particulier en conservant le contact entre la sonde et le patient.



FIG. 2.2 – Dispositif de SMT avec outil de navigation.

2.2.3 État de l'art

Les travaux concernant la robotisation de la SMT sont restés assez peu nombreux. L'idée d'un système robotique pour la SMT a bien été abordée dès 1998 à l'université de Helsinki [Ruohonen 1998]. Aucune publication décrivant le système n'a cependant été réalisée, et le dispositif robotique envisagé est finalement devenu un simple outil de positionnement manuel.

A l'université de San Antonio, un robot Neuromate a été utilisé pour déplacer une sonde de SMT [Lancaster 2004] (Fig. 2.3). Ce robot a été conçu pour la chirurgie minimalement invasive du cerveau, et si la précision de positionnement démontrée est intéressante, de l'ordre de 2 mm, aucune gestion du contact entre la sonde et le patient n'est assurée, ni par ailleurs du suivi des déplacements de ce dernier.

Des résultats montrant l'intérêt de la robotisation de la SMT ont été publiés récemment avec étude sur sujets sains [Kantelhardt 2010]. Ils confirment l'intérêt de la roboti-

sation pour améliorer la précision de positionnement. L'effort appliqué par le robot sur la tête du patient n'est cependant de nouveau pas utilisé pour positionner la sonde, ni même mesuré et utilisé dans une supervision. L'efficacité de la stimulation va chuter si le contact sonde/patient n'est pas maintenu durant la session. Et de manière plus essentielle, le risque que constitue le déplacement de la sonde sans gérer explicitement l'effort de contact semble clairement peu compatible avec l'application. Ne parlons pas du fait d'utiliser un robot industriel pour effectuer le geste. Le même type de robot est pourtant proposé par la société ANT [B.V. 2011], en incluant une fonction de suivi du patient.

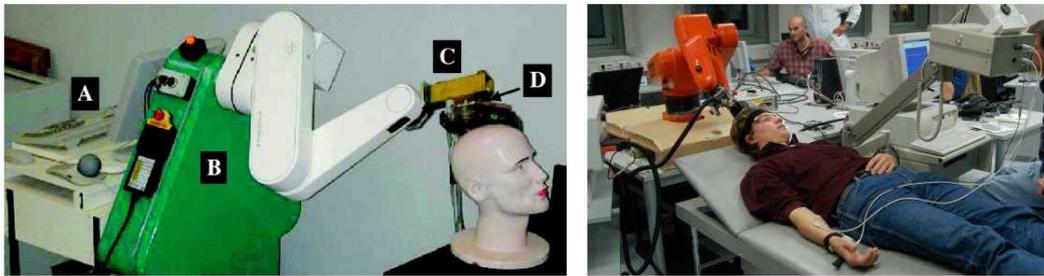


FIG. 2.3 – Systèmes robotiques pour la SMT proposés par Lancaster *et al.* (gauche) et Matthäus *et al.* (droite).

En 2010, parallèlement au développement de notre système, un système robotique a été proposé qui intègre un capteur d'effort industriel entre l'effecteur du robot et la sonde de stimulation [Yi 2010]. Il est possible dans ce cas d'évaluer l'effort de contact, ce qui constitue un gage de sécurité. Le robot, de type anthropomorphe, possède cependant un espace de travail drastiquement différent de la zone que doit parcourir la sonde. L'approche retenue ne nous semble de nouveau pas opportune. Un certain nombre de solutions pour proposer un système robotique sûr dans le cadre d'une application médicale est connu [Dombre 2003, Taylor 2003]. Il s'agit en particulier d'intégrer autant que possible dans la conception des limitations mécaniques (butées, limiteurs de couples, freins), afin que le robot ne puisse devenir dangereux pour le patient. A notre sens, seule une conception dédiée pouvait permettre de proposer un système de SMT robotisé qui puisse convaincre les praticiens et entrer dans les hôpitaux.

2.2.4 Proposition

2.2.4.1 Définition du besoin

La forme la plus répandue de sonde de stimulation est celle d'un huit, avec une surface de contact plane qui est donc appliquée sur la tête du patient (Fig. 2.1). La modélisation des courants induits dans le cerveau avec une telle sonde a fait l'objet de plusieurs études [Mosimann 2002, Thielscher 2002, Wagner 2004]. Les résultats montrent de manière cohérente que le cortex est excité de manière maximale selon la droite normale à la face d'appui de la sonde passant par son centre géométrique (Fig. 2.4). L'orientation

de la sonde autour de cette droite doit être choisie de manière à avoir le grand axe de la sonde parallèle aux colonnes corticales [Thielscher 2002], une structure anatomique identifiable dans les images IRM du patient. Comme précisé précédemment, l'efficacité diminue de manière drastique si un film d'air existe entre la sonde et la tête.

Le positionnement de la sonde est donc contraint à la fois en position et en orientation de la manière suivante (Fig. 2.4) :

- la droite perpendiculaire au plan de contact de la sonde et passant par son centre géométrique doit passer par le point à stimuler sur le cerveau ;
- le plan de contact de la sonde doit être tangent au crâne. L'effort de contact doit rester admissible pour le patient ;
- la rotation propre de la sonde est choisie pour maximiser la stimulation.

Pour un roboticien, il s'agit donc d'une tâche à 6 DDL. L'espace de travail à parcourir par le centre de la sonde est large en comparaison de la tête : il couvre le scalp, le front et les tempes.

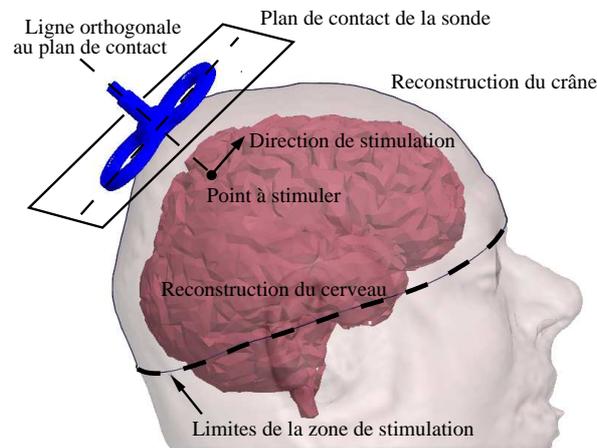


FIG. 2.4 – Contraintes de positionnement de la sonde de stimulation.

Par ailleurs, la sonde de stimulation génère un champ magnétique de l'ordre de 2 T pendant des impulsions d'environ 100ms [Hovey 2006]. Les variations de champ électrique correspondantes sont de l'ordre de 600 V/m. La sonde a donc une influence sur des matériaux ferromagnétiques et des composants électromagnétiques. Une analyse expérimentale a permis d'évaluer le rayon de la sphère d'influence à environ 80 mm par rapport au centre géométrique de la sonde.

2.2.4.2 Proposition de geste robotisé

Proposer un système robotique sûr pour la SMT impliquait à notre sens le respect de deux conditions :

- être capable de mesurer directement l'effort de contact de la sonde sur la tête du patient, sans diminuer l'efficacité de la stimulation du fait d'une distance tête/sonde trop grande ;

- parvenir à rendre confondus l'espace de travail du robot et l'espace requis par la tâche.

La première condition nous a conduits à identifier et caractériser des technologies de mesure d'effort adaptées. Nous avons pu identifier des capteurs d'effort à technologie piezorésistive dont l'épaisseur de l'ordre de 1 mm rend possible leur intégration entre la sonde et la tête, et dont l'évaluation a montré une absence de sensibilité au champ magnétique [Balakrishnan 2003, Lebossé 2008b]. En disposant d'une mesure directe de l'effort de contact, il est possible d'envisager un système commandé en effort de manière simple, en s'épargnant toute compensation des actions mécaniques qui s'exerceront sur la sonde en plus de l'effort à estimer : gravité, action du câble d'alimentation de la sonde, interaction avec le reste du système. Toutes les technologies piezorésistives n'offrent pas les mêmes caractéristiques métrologiques. Un travail de caractérisation et d'identification a donc été conduit, qui sera introduit dans le chapitre 3.

Pour la deuxième condition, nous avons décomposé la tâche de positionnement en considérant simplement le fait que la tête peut être vue en première approximation comme une sphère. Dans ce cas, il apparaît naturel de considérer une décomposition du geste de positionnement de la sonde en 3 temps :

- dans un premier temps (Fig. 2.5(a)), le centre de la sonde est positionné autour d'une sphère centrée sur la tête du patient. L'objectif est d'aligner le centre de la tête, le centre de la sonde et le point de contact sur la tête ;
- dans un deuxième temps (Fig. 2.5(b)), le plan de contact de la sonde doit être positionné de manière à être parallèle au plan tangent à la tête du patient. Si la tête du patient était parfaitement sphérique, cette condition serait obtenue naturellement ;
- dans un troisième temps (Fig. 2.5(c)), le contact de la sonde avec la tête du patient doit être assuré.

Un sous-système peut être associé à chaque phase de la tâche de positionnement. La restriction de l'espace de travail est alors plus aisée, pour éviter tout contact involontaire avec le patient, comme nous allons le montrer dans la suite. La commande du système est par ailleurs drastiquement simplifiée : la phase (c) de mise au contact (Fig. 2.5(c)) peut être gérée par un seul sous-système, ne présentant qu'un degré de liberté.

2.2.5 Synthèse

La première phase de positionnement de la sonde peut être réalisée par un mécanisme sphérique, appelé "porteur" dans la suite. La deuxième phase du geste, la mise en tangence de la sonde sur la tête, est réalisée par un "poignet" qui est également un mécanisme sphérique dont le centre de rotation correspond au centre géométrique de la face d'appui de la sonde. La gestion du contact de la sonde est enfin réalisée par une simple liaison glissière.

Une fois le découpage en 3 sous-systèmes effectué, reste à réaliser la synthèse de chacun des mécanismes correspondants. Des reconstructions à partir d'images IRM ont complété des données anthropométriques [Motmans 2005, Manjunath 2002] durant cette synthèse.

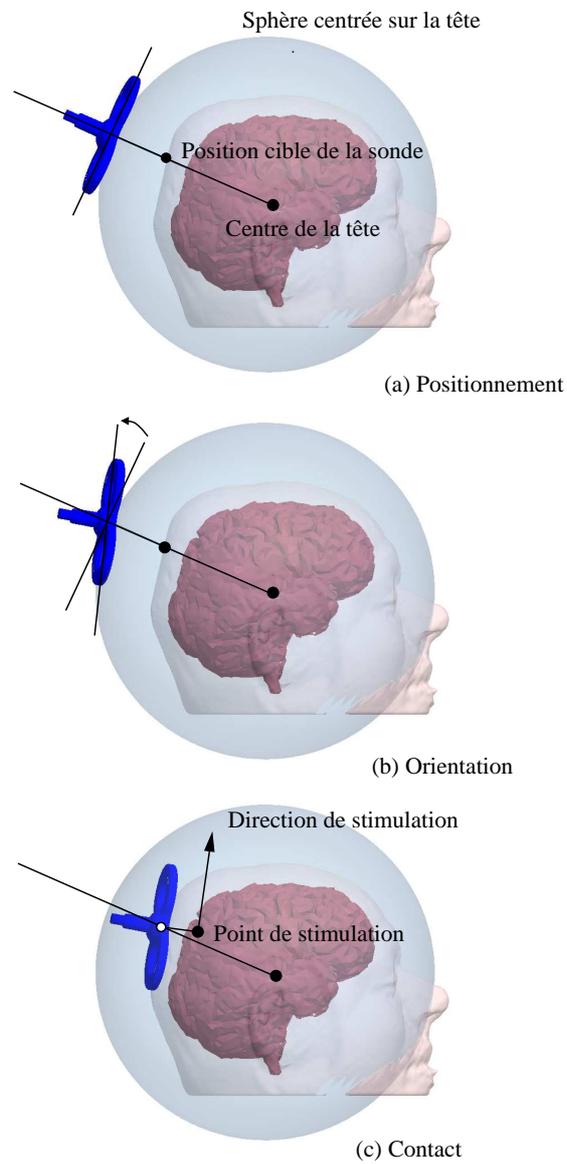


FIG. 2.5 – Décomposition du geste robotisé.

2.2.5.1 Synthèse du porteur

Etant donné l'espace dans lequel doit pouvoir évoluer le centre de la sonde autour du patient (Fig. 2.4), l'utilisation de mécanismes parallèles sphériques [Carricato 2004] ou hybrides [Salcudean 1999] semblait inappropriée : les mécanismes sériels possèdent un meilleur rapport taille/espace de travail.

Le porteur a été conçu en 3 temps. Dans une première phase, une analyse du comportement cinématique a été conduite afin de déterminer des géométries de mécanisme sphérique appropriées.

L'espace de travail correspond à plus d'une demi-sphère. Un mécanisme comportant 2 liaisons pivots, donc de type RR, avec 2 segments de 90 degrés de longueur d'arc ne peut le parcourir sans passer par des singularités. Une redondance est nécessaire, avec une architecture de type RRR. Dans ce cas, le mécanisme est défini par la position de sa première liaison par rapport au patient et par les longueurs d'arcs des 3 segments qui le constituent. Une exploration systématique a été réalisée par simulation, pour évaluer les longueurs d'arcs les plus appropriées et la position préférable du mécanisme par rapport au patient [Lebossé 2008a].

L'indice d'isotropie [Yoshikawa 1985] en chaque point de l'espace de travail a alors été utilisé pour quantifier la "qualité" du mécanisme. Il est apparu que jouer sur les longueurs d'arc provoquait d'assez faibles variations de l'indice d'isotropie moyen. En d'autres termes, une architecture composée de segments de longueur d'arc $90^\circ/90^\circ/90^\circ$ présente un comportement tout à fait satisfaisant, et finalement assez proche des meilleures solutions envisageables (la variation de l'indice moyen d'isotropie est de l'ordre de 15%). Son intérêt réside dans la possibilité d'utiliser alors des guidages circulaires (GC) pour réaliser le mouvement obtenu avec une liaison pivot (P) et un segment de longueur d'arc 90° .

L'exploitation de liaisons réalisées par guidage circulaire a été analysée dans un deuxième temps, en cherchant à obtenir un bon compromis entre rigidité, encombrement du mécanisme, et définition des butées articulaires pour restreindre l'espace de travail et éviter toute interférence avec le corps du patient. Une recherche systématique a de nouveau été employée [Lebossé 2008a] qui nous a conduits une solution de type GC-P-GC. Le premier guidage circulaire est positionné dans un plan vertical, avec un mécanisme de transformation de mouvement pour en assurer la motorisation qui sera lui aussi placé dans un plan vertical, pour des raisons d'encombrement. Avec le mécanisme proposé, deux des axes ont des butées articulaires fixes, qui peuvent donc être matérielles pour des raisons de sécurité. Une seule butée logicielle est requise pour assurer l'absence d'interférences entre le patient et le robot.

2.2.5.2 Synthèse du poignet

Afin de simplifier la commande du dispositif, nous avons souhaité découpler les mouvements du poignet et du bras. Un mécanisme à centre de rotation déporté a donc été utilisé pour le poignet, afin de réaliser la rotation de la sonde autour du centre géométrique de la surface de contact. Des mécanismes parallèles [Gosse-

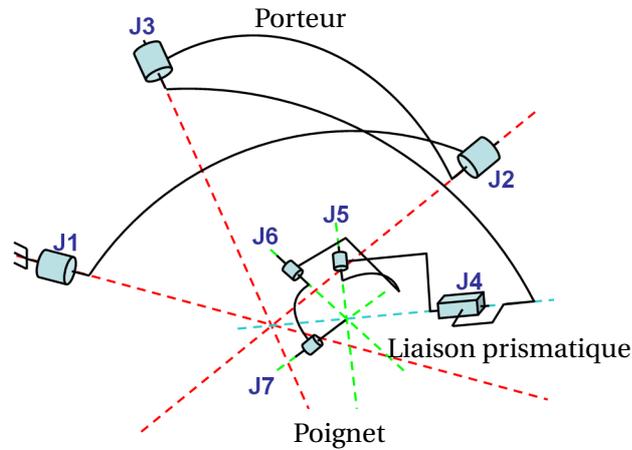


FIG. 2.6 – Schéma cinématique de l'ensemble du mécanisme : porteur, poignet et liaison prismatique.

lin 1989b, Fang 2004b, Gregorio 2001] ou hybrides [Salcudean 1999] ont été proposés dans la littérature, dont l'architecture permettrait l'intégration de la sonde de stimulation. L'analyse des débattements angulaires nécessaires pour assurer la tangence de la sonde sur la tête a conduit à rejeter ce type d'architecture, au profit d'une architecture série. Les axes J5 et J6 (Fig. 2.6) doivent en effet présenter des débattements de l'ordre de $\pm 45^\circ$ en tenant compte des décalages possibles du patient avec le robot qui vont augmenter les débattements. L'utilisation de guidages circulaires permet d'intégrer la sonde et d'éviter tout contact du mécanisme avec le patient.

2.2.6 Intégration

2.2.6.1 Structure générale

L'intégration (Fig. 2.7) a été réalisée en cherchant à limiter les puissances mises en jeu et les vitesses maximales de déplacement de la sonde. La translation du poignet est par exemple réalisée avec un moteur de 6 W, permettant une vitesse maximale de translation de 6 mm/s pour être en adéquation avec la tâche.

Une vue CAO (ne représentant pas une partie des éléments de gestion de l'ensemble de la connectique) est représentée en Fig. 2.8. Afin d'assurer la sécurité du patient, plusieurs dispositifs spécifiques ont été intégrés, décrits ci-après.

2.2.6.2 Le porteur

La liaison J1 (Fig. 2.6) est pilotée à l'aide d'un mécanisme de type bielle-manivelle (Fig. 2.8). Le moteur à courant continu pilote une vis à billes dont l'écrou translate une extrémité des bielles convertissant la translation en rotation selon l'axe de J1. Le système est non réversible : aucun mouvement de la sonde ne peut ainsi se produire en cas

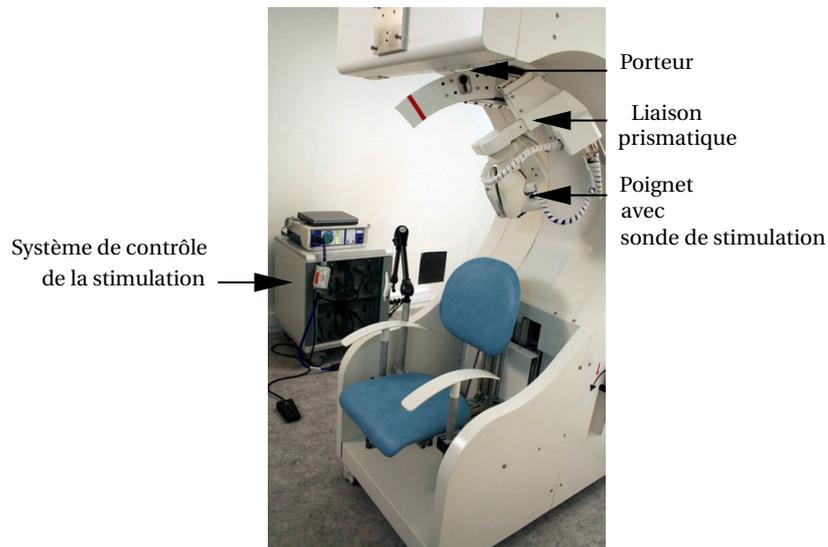


FIG. 2.7 – Prototype du système robotique.

d'arrêt d'alimentation du moteur. La configuration du mécanisme de transformation de mouvement permet par ailleurs au système robotique de conserver une certaine compacité : la vis à billes est installée en position verticale, dans le "dos" du patient.

La deuxième liaison fait appel à un réducteur de technologie Harmonic Drive, souvent utilisé pour la conception de bras robotique (Fig. 2.9). Le montage adopté est particulier, pour permettre une sortie aisée du patient quelle que soit la configuration du bras. Le moteur est installé en entrée du réducteur Harmonic Drive, en parallèle d'un frein par manque de courant. Un défaut d'alimentation provoque l'arrêt du moteur et le blocage du frein. Une alimentation par batterie du frein est prévue, dont la mise en route est réalisée par un bouton poussoir à disposition de l'opérateur. Si le patient ne peut sortir facilement suite à un arrêt d'urgence, l'opérateur peut débrayer le frein et tourner manuellement le bras : le réducteur Harmonic Drive présente une réversibilité suffisante pour permettre la rotation de l'arbre de sortie en agissant directement sur le bras.

La liaison J3 est réalisée à l'aide d'un guidage circulaire, avec une transmission par cabestan (Fig. 2.10). Le réducteur installé en sortie du moteur rend irréversible l'axe. La liaison est donc irréversible en cas de coupure de l'alimentation. Une telle transmission à câbles peut présenter des dérives si des glissements se produisent au cours des cycles de déplacement. Une mesure directe de la position angulaire de l'élément piloté est donc réalisée à l'aide d'une règle optique. Un certain nombre de protocoles ne nécessite pas un actionnement continu de J3, mais seulement un choix initial préalable à la séance d'une valeur pouvant rester constante. Une variante a donc été conçue pour le premier prototype produit, pour laquelle le positionnement de l'axe est réalisé manuellement par un système d'indexage.

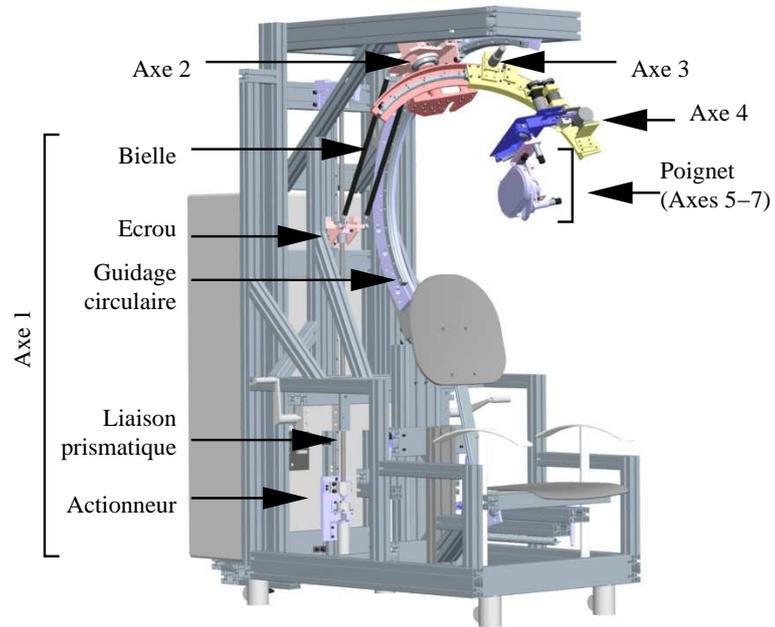


FIG. 2.8 – Vue CAO du système robotique sans le carter principal.

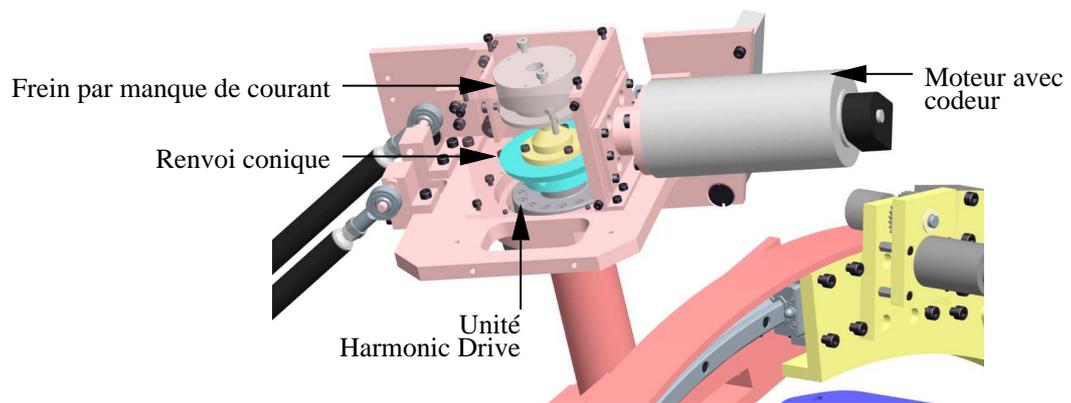


FIG. 2.9 – Zoom sur la liaison J2.

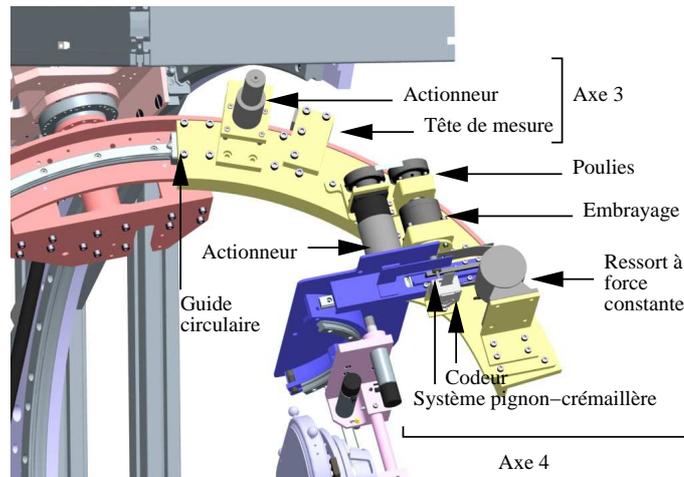


FIG. 2.10 – Zoom sur les liaisons J3 et J4.

2.2.6.3 Liaison glissière

En cas de coupure de puissance, la sonde doit au minimum être maintenue en position pour qu'elle ne puisse avoir tendance à "tomber" sur la tête du patient. Le dispositif proposé contient un ressort à effort constant qui va constamment exercer une action mécanique tendant à écarter radialement la sonde du patient. L'actionneur de la liaison J4 agit en permanence contre cet effort. En cas de coupure de la puissance, un embrayage découple l'actionneur et son réducteur de l'élément piloté en translation sur lequel agit le ressort. De cette manière, la sonde tend à s'écarter pour permettre une sortie plus aisée du patient (Fig. 2.10).

2.2.6.4 Le poignet

Le poignet (Fig. 2.12) est soumis à l'influence du champ magnétique créé par la sonde de stimulation. Des éléments en matériaux polymères ont donc été utilisés en majeure partie en faisant appel notamment à des techniques de prototypage rapide. La liaison J6 a fait l'objet d'un développement spécifique pour améliorer la compacité du poignet, avec un galet roulant sur un élément de forme circulaire pour réaliser une rotation à centre déporté. Comme pour l'axe 3, des transmissions à câbles sont utilisées pour transmettre la puissance des moteurs des liaisons 5 et 6.

La mesure d'effort de contact de la sonde sur le patient ne doit pas être dépendante de la position du point d'application de cet effort. Un réseau de 6 capteurs piezorésistifs est par conséquent intégré au niveau de la face d'appui de la sonde. La valeur moyenne est utilisée pour l'asservissement, avec une précision suffisante pour la régulation à mettre en place.

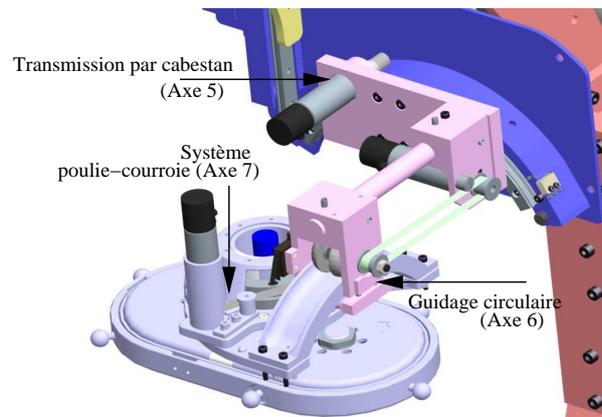


FIG. 2.11 – Zoom sur le poignet.

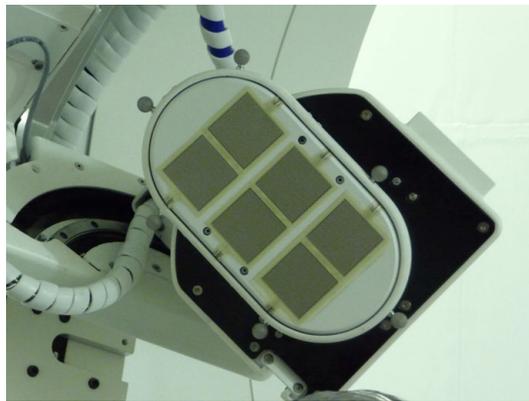


FIG. 2.12 – Réseau de capteurs piezorésistifs intégrés sous la sonde de stimulation.

2.2.7 Résultats et bilan

2.2.7.1 Résultats

Les performances du premier prototype ont été évaluées sur un fantôme réalisé à partir d'une reconstruction d'un cerveau et d'un crâne. Nous ne rentrerons pas dans le détail de la commande utilisée, mais nous avons pu montrer que la précision de positionnement obtenue avec le premier prototype répond au besoin : sa valeur moyenne sur l'espace de travail est égale à 3 mm. Les mouvements du patient sont par ailleurs compensés avec une précision de l'ordre de 1 mm. La régulation de l'effort de contact est également satisfaisante : il est possible de réguler l'effort de contact à une valeur de consigne de 5 N avec des variations d'environ 1 N.

Les performances sont principalement affectées pour ce prototype par des erreurs de respect du modèle géométrique présenté en Fig. 2.6. Le centre de la face de contact de la sonde est affecté par le mouvement de la sonde, ce qui introduit des erreurs de

positionnement. Une deuxième version est en cours de conception qui profitera de ce retour d'expériences.

Nous avons obtenu l'accord de l'Agence Régionale de Santé pour mettre en place un protocole d'évaluation sur sujet sain géré par les Hôpitaux Universitaires de Strasbourg. A l'heure de ces lignes, un protocole d'évaluation clinique conduit par J. Foucher débute donc pour comparer le système robotique avec le positionnement manuel avec outil de navigation. Nous quittons donc l'évaluation robotique pour aller vers l'évaluation clinique.

Enfin, l'architecture du système a fait l'objet d'un brevet international et un processus de commercialisation est en cours : nous avons créé à cet effet la société Axilum Robotics [Axi 2011] en mars 2011. L'entreprise est soutenue par OSEO en ayant été lauréate du concours de création d'entreprise innovante en catégorie Emergence puis Valorisation. Un projet FUI débutant en 2011 soutient également le développement de l'entreprise. Le système robotique devrait être commercialisé en 2012.

2.2.7.2 Bilan

L'objectif global de proposer des systèmes robotiques pouvant pénétrer le milieu hospitalier peut être considéré ici comme rempli dans le sens où nous conduisons aujourd'hui un projet de commercialisation. Les démonstrations du système auprès de médecins sont perçues très positivement, et l'intérêt pour le système nous a notamment conduit dans cette démarche.

L'intérêt du système provient de la démarche adoptée basée à la fois sur une approche mécatronique et une analyse en amont du geste médical :

- la décomposition du geste a permis d'aboutir à une architecture mécanique dont l'espace de travail peut être aisément restreint pour le rendre identique à l'espace requis par la tâche. Tout risque d'interférence avec le patient est ainsi écarté. Cette architecture particulière fait l'objet du brevet déposé.
- cette décomposition a permis, en ayant une démarche de conception mécatronique, de simplifier la commande : la cinématique de positionnement a permis de restreindre le besoin d'une commande en effort à la commande d'un seul axe du robot. Simultanément, l'intégration de capteurs d'effort particuliers a permis de mettre en place une mesure explicite de l'effort de contact, supprimant le besoin de réaliser une estimation à partir d'une mesure indirecte, nécessairement plus complexe et moins fiable. Par ailleurs, le découplage des mouvements du bras et du poignet au niveau du centre de la sonde permet de simplifier l'asservissement en effort.

Une des principales difficultés réside dans la mesure de l'effort de contact : elle doit être réalisée par un capteur soumis à un fort champ magnétique, et la mesure ne doit pas dépendre de la position du point d'application. Les capteurs piezo-résistifs présentent des non-linéarités de comportement qui ont nécessité un travail de caractérisation. Nous avons alors évalué la possibilité de traiter les mesures pour améliorer leurs performances, ce que nous introduirons au chapitre suivant. L'utilisation d'un réseau de capteurs permet à l'heure actuelle pour le prototype de s'affranchir de la dépendance

de la mesure d'effort au point d'application sur la sonde. Une réflexion a également été conduite sur la conception d'un capteur dédié à partir de technologies optiques assurant la compatibilité avec le champ magnétique. Ce travail sera exploité dans la prospective pour positionner les activités futures.

Dernier aspect sur lequel il est intéressant de revenir, celui de la démarche de synthèse. Le passage du besoin médical à la décomposition du geste a été réalisé sans s'appuyer sur la structure d'une méthode. Il s'agit là d'une phase de la démarche de conception qui mériterait d'être approfondie, puisque nous venons de voir son importance dans la suite de la démarche de conception. La synthèse de l'architecture mécanique à partir de la décomposition du geste a quant à elle été effectuée par exploration de solutions. La synthèse a pu être conduite en se focalisant de manière séquentielle sur le porteur et le poignet. En conséquence, l'espace de recherche pour chaque solution est resté relativement réduit et cette approche est restée viable. Nous discuterons dans la suite du type de méthode de sélection et d'optimisation d'architecture mécanique après avoir présenté les démarches adoptées dans les autres projets.

2.3 Pontage coronarien à cœur battant

2.3.1 Projet

La thématique de la chirurgie à cœur battant est développée depuis plusieurs années dans l'équipe AVR. Le projet présenté, concernant le pontage coronarien, a débuté dans le cadre de la thèse de W. Bachta en octobre 2005, que j'ai co-encadrée avec J. Gangloff et E. Laroche. Elle s'est prolongée avec le stage de Master de R. Juston que j'ai encadré ainsi que le travail en cours de L. Rubbert depuis septembre 2009. La problématique a également donné lieu à une collaboration avec l'université de Tohoku (Japon) autour l'évaluation par vision du mouvement cardiaque entre 2007 et 2009.

2.3.2 Problématique médicale

Nous ne présenterons pas ici en détail les problématiques médicales des pathologies cardio-vasculaires. Les manuscrits de thèse de L. Cuvillon [Cuvillon 2006] et W. Bachta [Bachta 2008a] sont d'excellents points de départ pour qui veut se pencher sur les pathologies existantes et les techniques chirurgicales associées.

Nous nous focalisons ici directement sur le pontage coronarien. L'opération est fréquemment employée pour la revascularisation des coronaires : en 2007, plus de 230 000 actes ont été réalisés uniquement aux USA [Roger 2011]. L'amélioration de son efficacité, de son coût et du confort du patient présentent par conséquent un intérêt immédiat. Durant un pontage coronarien, le chirurgien vient suturer des greffons veineux ou artériel (Fig. 2.13) afin d'améliorer l'arrivée d'oxygène au muscle cardiaque. Le geste à réaliser est très délicat : les artères coronaires sur lesquelles le greffon est suturé ont un diamètre de 1 à 2 mm. La connexion entre les 2 vaisseaux, dénommée anastomose, nécessite environ une dizaine de points de suture, avec un fil dont le diamètre est de l'ordre de 70 microns.

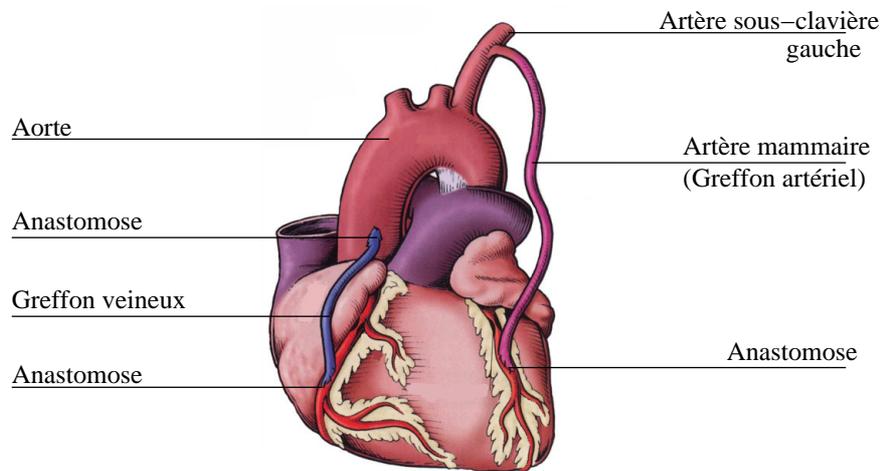


FIG. 2.13 – Les deux types de greffons utilisés pour le pontage coronarien (d’après [Sallé 2004]).

Sur le plan médical, une machine cœur-poumons est le plus souvent utilisée afin de pouvoir réaliser le pontage sur un cœur à l’arrêt. La machine assure comme son nom l’indique le rôle du cœur et des poumons pendant l’opération pour assurer l’oxygénation et la circulation du sang dans le corps du patient. Les séquelles liées à l’utilisation de ce type de dispositif ne sont pas négligeables [Mack 2000, Patel 2002, Boyd 1999]. Il s’agirait donc idéalement d’opérer sur un cœur battant. Idéalement toujours, le pontage serait par ailleurs réalisé avec une approche minimalement invasive [Loisance 2005]. Dans ce cas, les instruments chirurgicaux sont introduits par de petites incisions où l’on installe des trocarts (Fig. 2.14).

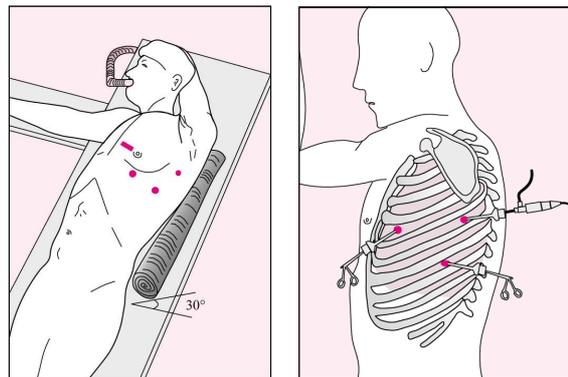


FIG. 2.14 – Position des trocarts pendant un pontage coronarien endoscopique (d’après [Nataf 1996]).



FIG. 2.15 – Le stabilisateur Medtronic Octopus TE. Sur l'image, les doigts de stabilisation sont équipés de DELs pour la réalisation d'une évaluation *in vivo* sur cochon [Bachta 2008c].

La surface du cœur présente des dynamiques importantes : l'accélération de la surface libre du cœur peut atteindre 10 m.s^{-2} [Cuvillon 2005], et un chirurgien ne peut manuellement suivre le mouvement de la zone de suture [Falk 2002]. Pour y remédier, l'approche adoptée à l'heure actuelle consiste à utiliser un stabilisateur cardiaque. Le dispositif vise à supprimer le mouvement du cœur par une action mécanique autour de la zone d'intérêt. Un seul dispositif est actuellement proposé pour la chirurgie minimalement invasive (Fig. 2.15). Ce dispositif est monté sur la table d'opération et pénètre par un trocart situé à la base du sternum pour arriver jusqu'au myocarde. Les performances du dispositif sont limitées, *i.e.* le corps médical considère que la stabilisation reste peu satisfaisante [Dogan 2004, Kappert 2001, Loisanca 2005]. Lors d'expérimentations sur cochon, nous avons pu relever des déplacements du myocarde après mise en place du stabilisateur de l'ordre de 4 mm [Bachta 2008c]. Une assistance robotique doit permettre de pallier ces limitations et aider au développement de techniques de pontage coronarien minimalement invasive et à cœur battant.

2.3.3 État de l'art

Le développement d'une assistance robotique pour la chirurgie cardiaque a été largement abordé dans la littérature. Le mouvement cardiaque a tout d'abord été étudié, pour constater que le contenu fréquentiel est large [Thakral 2001], ce qui rend difficile le geste pour le chirurgien et le challenge difficile pour le roboticien.

Dans les approches proposées [Patronik 2009, Nakamura 2001, Salcudean 2002], la téléopération est le schéma le plus souvent retenu. Un robot esclave est synchronisé avec le mouvement de la surface cardiaque. Le chirurgien pilote une interface maître afin d'imposer les mouvements permettant le pontage. Le robot esclave superpose ces mouvements au mouvement nécessaire pour suivre le cœur. Simultanément, l'image renvoyée par l'endoscope est stabilisée pour fournir au chirurgien une scène immobile. Une telle approche nécessite une bande passante importante au niveau de la commande, et différents travaux ont porté sur la recherche du schéma de commande le plus

adapté au problème [Ginhoux 2004, Bebek 2007, Thakral 2001, Sauvée 2006, Yuen 2008]. La commande prédictive a retenu en particulier l'attention car elle permet de pallier la bande passante limitée du robot esclave. La problématique devient alors de disposer d'une prédiction fine du mouvement cardiaque, et sur ce point différents travaux sont disponibles [Ortmaier 2005, Bachta 2009, Richa 2010]. Nous reviendrons sur ce point dans le chapitre suivant.

La synchronisation d'un robot esclave avec le cœur est une approche ayant fourni des résultats intéressants. Dans le cadre d'une chirurgie minimalement invasive, elle implique cependant de disposer d'un robot présentant des dynamiques aussi importantes que celles du cœur, et compatible avec les contraintes d'intégration de la chirurgie minimalement invasive. Sur un plan technologique, le problème reste ouvert. Par ailleurs, l'énergie cinétique du robot esclave représente un risque potentiel pour le cœur : toute erreur de commande peut devenir problématique lors de l'approche du cœur.

2.3.4 Proposition

Nous avons donc proposé une approche alternative, en choisissant d'utiliser la robotique pour améliorer le fonctionnement du stabilisateur, présent aujourd'hui dans la salle d'opération. L'idée est de rendre actif le stabilisateur présenté précédemment, et d'utiliser par ailleurs le retour visuel fourni par l'endoscope déjà présent afin de supprimer en temps réel tout mouvement de la surface cardiaque [Bachta 2007] (Fig. 2.16). De manière simplifiée (Fig. 2.17), il s'agit d'annuler le déplacement u_c dû à l'effort cardiaque en modifiant la géométrie du stabilisateur grâce au déplacement u_a d'un actionneur. Le déplacement u_c peut correspondre à la déformation de la tige du stabilisateur ou de tout autre élément en amont ou en aval : l'évaluation du déplacement à compenser est réalisée par une mesure extéroceptive qui restera dans tous les cas valide. Afin

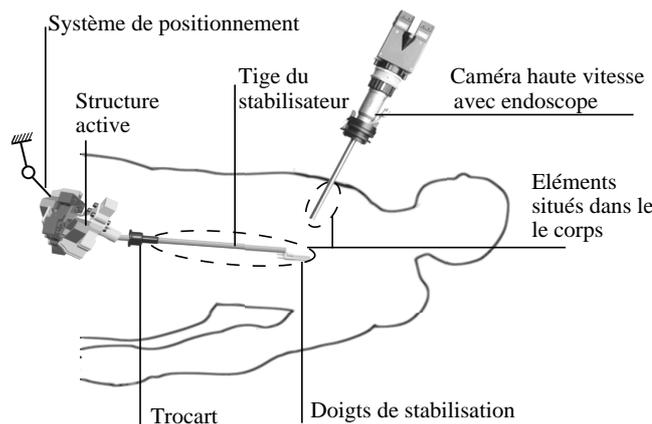


FIG. 2.16 – Représentation schématique du principe d'utilisation du stabilisateur actif.

de simplifier par ailleurs l'utilisation du dispositif, aucun élément actif n'est situé à l'intérieur du corps humain : la partie active du stabilisateur et la caméra sont situées en

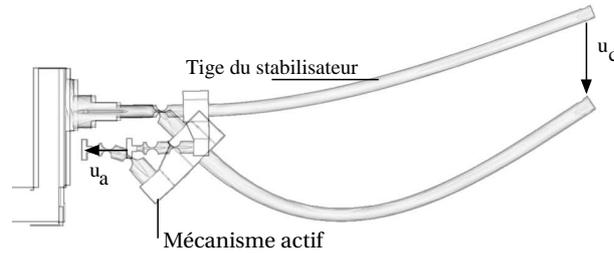


FIG. 2.17 – Illustration du principe de stabilisation active dans le cas d'une flexion de la tige du stabilisateur.

dehors de la cage thoracique. Une stérilisation par autoclave, la technique la plus répandue et efficace [Yoon 2009], peut être utilisée pour la tige du stabilisateur munie de ses doigts.

Le stabilisateur actif est donc davantage un dispositif dédié qu'un système robotique conventionnel. Il est sans doute davantage à classer dans la famille des outils mécatroniques actifs, introduite dans [Dario 2003], et à rapprocher par exemple dans le contexte de la robotique médicale des outils de compensation de tremblement du projet Micron [Riviere 2003]. Son fonctionnement est par ailleurs entièrement dépendant du capteur extéroceptif que constitue l'endoscope. Le principe d'une compensation active n'est bien sûr lui pas original : l'approche a été largement développée dans d'autres contextes [Frecker 2003, Janocha 2007, Trease 2009].

2.3.5 Synthèse

2.3.5.1 Définition du besoin

L'objectif est de pouvoir supprimer tout mouvement de la zone d'intérêt située entre les doigts du stabilisateur au cours de l'anastomose. Le succès de cette tâche de suture repose sur la précision des points d'insertion de l'aiguille dans les coronaires. En conséquence, nous nous sommes focalisés sur la compensation des mouvements de translation de la zone à stabiliser : les mouvements de rotation, qui restent faibles, ne sont pas pris en compte. Etant donnée la taille des coronaires, une amplitude des mouvements résiduels de l'ordre de 0.1 mm semble être une limite supérieure.

Les vitesses et accélérations d'une surface cardiaque libre ont été analysées dans la littérature dans le cas de cochons [Ortmaier 2005, Cuvillon 2005] et d'humains [Shechter 2006]. Des expérimentations à l'aide d'un stabilisateur passif développé spécifiquement (Fig. 2.18) nous ont par ailleurs permis de caractériser l'interaction entre le cœur et le stabilisateur [Bachta 2008c]. Cette interaction ayant une grande importance dans le développement de la commande du stabilisateur, nous détaillerons cet aspect dans le chapitre suivant. Il faut ici retenir que le cœur peut délivrer des efforts de l'ordre de 5 N lorsqu'il est contraint, et que la surface d'un cœur libre peut présenter des accélérations de l'ordre de 6 m.s^{-2} . Les valeurs obtenues sur cochon sont de bons indicateurs

des caractéristiques du cœur humain, étant données les similarités anatomiques [Cuvillon 2005, Shechter 2006, Miller 1979, Kovacic 2003]. Bien entendu, les vitesses et accélérations du cœur vont nettement diminuer sous la contrainte du stabilisateur. Les valeurs enregistrées pour un cœur libre ont tout de même été utilisées afin de conserver une certaine marge de sécurité dans la conception.

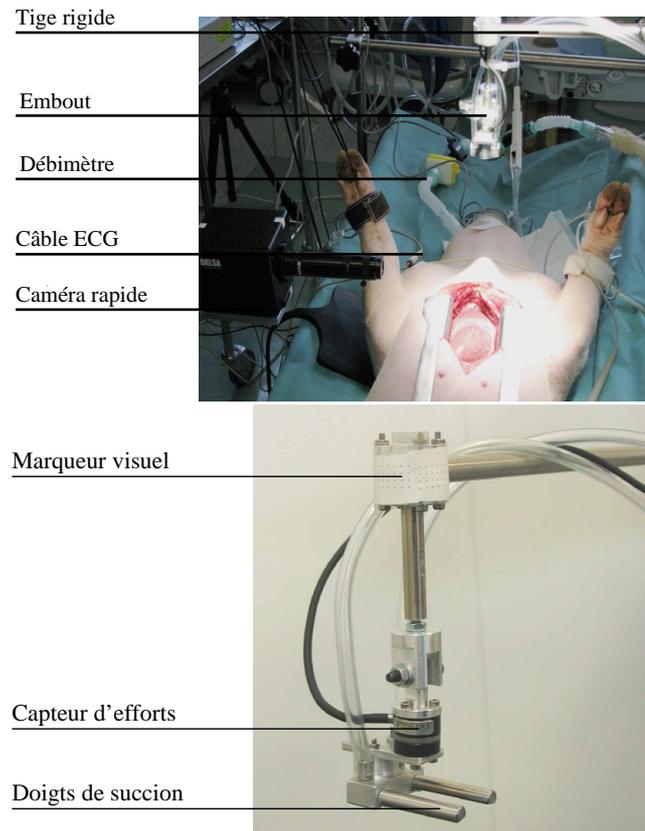


FIG. 2.18 – Dispositif expérimental pour l'évaluation de l'interaction stabilisateur/cœur à l'aide d'un stabilisateur passif dédié. En haut, le stabilisateur muni d'un embout et dont la position est évaluée par vision rapide. En bas, un zoom sur l'embout intégrant un capteur d'effort.

Les efforts exercés par le cœur créent des moments importants sur la base du stabilisateur. L'analyse expérimentale du stabilisateur passif [Bachta 2008c] a montré que les déplacements significatifs sont dirigés selon les deux directions perpendiculaires à la tige du stabilisateur. Nous avons donc considéré que le stabilisateur actif doit comporter deux degrés de liberté. Les mouvements de translation restant de faible amplitude, ils peuvent être obtenus par rotation de la tige. Il est particulièrement intéressant de réaliser ces rotations autour du trocart : dans ce cas, les efforts de contact au niveau du trocart ne vont pas créer de moment agissant comme des perturbations dans la commande du système.

La géométrie du stabilisateur est très contrainte par l'existence d'un point de passage, le trocart, dont la taille et la position sont connues. Afin de modifier au minimum l'utilisation du stabilisateur, la position du point d'insertion au niveau du subxiphœide est conservée. La tige du stabilisateur doit avoir une longueur d'environ 250 mm pour pouvoir accéder à toute zone sur le myocarde. Son diamètre doit rester de l'ordre de 10 mm. Les expérimentations réalisées pour caractériser l'interaction stabilisateur/cœur nous ont montré que du fait des flexibilités de la fixation du stabilisateur et des doigts de stabilisation, l'amplitude totale des déplacements à compenser est de l'ordre de 1 mm [Bachta 2008c].

2.3.5.2 Problématique de conception

La vision a de suite été retenue pour évaluer les mouvements de la zone du cœur à stabiliser. Les actionneurs doivent présenter des dynamiques importantes, en l'absence de tout jeu de fonctionnement qui nuirait à la précision de la stabilisation. Parmi les différentes technologies disponibles [Ouyang 2007], les barreaux piezoélectriques remplissent au mieux ces conditions. Leur grande résolution doit de plus permettre un contrôle fin de la position de l'extrémité du stabilisateur. Afin toujours d'éviter tout jeu dans le dispositif, nous faisons par ailleurs appel à des mécanismes compliants, donc basés uniquement sur l'élasticité de la matière pour réaliser les mouvements de compensation. Nous considérons des mécanismes compliants pour lesquels les liaisons compliantes sont localisées, et une modélisation de type corps pseudo-rigides (Pseudo Rigid Body Modeling ou PRBM pour l'acronyme anglo-saxon) peut être exploitée [Howell 2001]. Dans cette modélisation, chaque liaison est la combinaison d'une liaison parfaite et d'un ressort de torsion décrivant la rigidité de la liaison compliante.

Si les matériaux piezoélectriques sont largement employés en micro-robotique, ou par exemple dans le domaine des structures adaptatives et des matériaux fonctionnels, ils sont utilisés en robotique de manière plus ponctuelle. Une des principales limitations des barreaux piezoélectriques qui peut l'expliquer est le déplacement qu'ils peuvent fournir. Un barreau de section 7 mm×7 mm et de longueur 50 mm peut typiquement fournir un déplacement linéaire de l'ordre de 50 microns.

Dans notre cas, un mécanisme de transformation de mouvement est nécessaire pour convertir le mouvement linéaire fourni par l'actionneur en une rotation de la tige du stabilisateur. Pour illustrer la problématique de conception, prenons le cas simplifié d'un dispositif à un degré de liberté (Fig. 2.19). Il s'agit alors d'obtenir la rotation θ de la tige à partir du déplacement u_a de l'actionneur. Seuls de petits déplacements sont considérés, aussi les variables θ et u_a peuvent être liées par :

$$\theta = \frac{u_a}{\lambda} \quad (2.1)$$

avec λ une longueur caractéristique du mécanisme de transformation de mouvement.

Si l'on note k_m la rigidité du mécanisme compliant de transformation de mouvement et que l'on néglige son inertie, le mouvement de la tige du stabilisateur est alors décrit par

$$I\ddot{\theta} = \lambda(f_a - k_m u_a) - f_c L \quad (2.2)$$

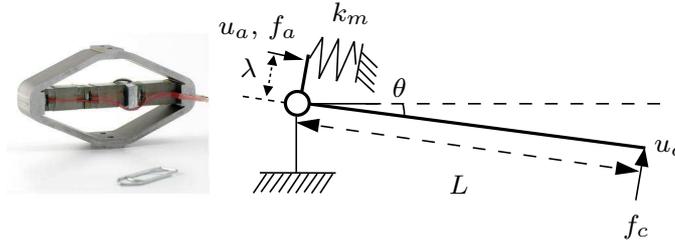


FIG. 2.19 – Actionneur utilisé pour la compensation (à gauche) et modèle simplifié de la tâche de stabilisation (à droite)

avec I l'inertie de la tige, f_c la force appliquée par le cœur, L la longueur de la tige.

La force f_a délivrée par l'actionneur est liée à son déplacement u_a et sa rigidité k_a [CedratTechnologies 2008] :

$$f_a = f_0 - k_a u_a \quad (2.3)$$

avec f_0 la force bloquée, *i.e.* la force obtenue à déplacement nul, qui dépend de la tension appliquée au barreau piezoélectrique. En combinant les équations (2.1-2.3), le déplacement $u_c = L\theta$ à l'extrémité du stabilisateur est donnée par

$$\frac{I}{\lambda L} \ddot{u}_c = f_0 - (k_a + k_m) \frac{\lambda}{L} u_c - \frac{f_c L}{\lambda} \quad (2.4)$$

Considérons dans un premier temps que le déplacement u_c nécessaire est égal en valeur absolue au déplacement dû à la flexion de la tige du stabilisateur sous l'effort cardiaque f_c :

$$u_c = \frac{f_c L^3}{3EI_q} \quad (2.5)$$

avec I_q le moment quadratique de la tige et E son module d'Young. L'équation (2.4) peut alors être réécrite pour exprimer la condition de stabilisation :

$$\left((k_a + k_m) f_c \frac{L^2}{3EI_q} \right) \lambda^2 - f_0 \lambda + \left(\frac{I}{L} \ddot{u}_c + f_c L \right) = 0 \quad (2.6)$$

L'équation (2.6) est une équation quadratique en λ , la longueur caractéristique du mécanisme transformant le mouvement de translation de l'actionneur en rotation de la tige. Le discriminant doit être positif pour qu'un actionneur défini par les valeurs (f_0, k_a) soit considéré adapté.

La flexibilité du stabilisateur est due à celle de sa tige, mais également de sa base et des doigts de stabilisation. En notant μ la valeur de la compliance due aux flexibilités additionnelles, le déplacement à compenser u_c devient égal à

$$u_c = \frac{f_c L^3}{3EI_q} + \mu f_c = \left(\frac{L^3}{3EI_q} + \mu \right) f_c \quad (2.7)$$

Et l'équation (2.6) devient

$$\left((k_a + k_m) \left(\frac{L^2}{3EI_q} + \frac{\mu}{L} \right) f_c \right) \lambda^2 - f_0 \lambda + \left(\frac{I}{L} \ddot{u}_c + f_c L \right) = 0 \quad (2.8)$$

Le discriminant de l'équation (2.8) diminue logiquement du fait de l'introduction du facteur μ .

Dès le début du projet, nous avons considéré l'emploi d'actionneurs piezoélectriques intégrant un premier dispositif d'amplification, comme ceux proposés par Cedrat Technologies (Fig. 2.19). La course disponible à vide est alors de quelques dizaines de micromètres. Même dans ce cas, une première application numérique montre que les longueurs caractéristiques permettant de répondre au besoin de stabilisation doivent être faibles, de l'ordre de quelques millimètres. Pour un mécanisme simple comme un système bielle-manivelle (Fig. 2.20), la longueur caractéristique ne peut être drastiquement réduite sans fortement affecter la rigidité du dispositif dans les directions autres que la direction de compensation. Il s'agit donc de proposer une architecture qui permette à la fois de disposer de déplacements suffisants pour la compensation, tout en offrant une rigidité élevée pour limiter les déformations sous l'action du cœur.

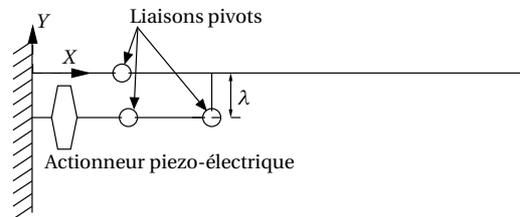


FIG. 2.20 – Mécanisme de transformation de type bielle-manivelle.

L'élasticité des liaisons du mécanisme compliant explique la raideur k_m non nulle du mécanisme. L'augmentation de cette raideur diminue le discriminant de l'équation (2.6) : la synthèse du mécanisme doit donc prendre en compte le couplage qui existe entre les paramètres géométriques décrivant le mécanisme de transformation de mouvement, à l'aide de son modèle PRBM, et les paramètres décrivant les liaisons compliantes qui vont gouverner la rigidité du mécanisme.

Le couplage entre paramètres géométriques décrivant le mécanisme et paramètres liés aux liaisons compliantes apparaît également en considérant les bornes de l'espace de solutions de l'équation (2.6). Si l'actionneur possède des performances suffisantes, deux valeurs de λ existent. Pour la plus petite valeur, le mécanisme de transformation de mouvement agit comme un générateur d'effort. Pour l'autre valeur, il agit davantage comme un générateur de déplacement. Dans ce cas, le mécanisme peut être plus compact, mais au prix de contraintes plus grandes dans les liaisons. La synthèse du mécanisme ne peut donc être réalisée sans prendre en compte également les valeurs admissibles des contraintes mécaniques dans le mécanisme.

Les propriétés dynamiques du mécanisme doivent par ailleurs être compatibles avec la tâche de stabilisation. Les modes propres du dispositif doivent en particulier être compatibles avec la bande passante de la commande du dispositif. L'analyse du spectre fréquentiel du mouvement cardiaque a permis d'estimer que les harmoniques significatives du mouvement cardiaque sont situées en deçà de 10 Hz. Cette borne a donc été utilisée dans un premier temps, puis affinée grâce à au dispositif Cardiolock 1, présenté

dans un premier temps.

2.3.5.3 Cardiolock 1

Cardiolock 1 a été développé pour affiner le cahier des charges d'un stabilisateur cardiaque et également constituer une preuve de concept de l'approche par expérimentation sur animal. Le besoin a par conséquent été simplifié : il s'agit de réaliser la compensation selon une seule direction, et la contrainte de rotation autour du trocart a été supprimée. Pour des raisons anatomiques, l'accès au cœur requiert en effet dans le cas d'un cochon une sternotomie.

Pour ce premier prototype, l'effort cardiaque à compenser a été volontairement majoré de 50%. La flexibilité additionnelle μ a été choisie égale à 50% de la flexibilité de la tige du stabilisateur, ce qui constitue *a priori* également un majorant. Un actionneur APA120ML de Cedrat Technologies apparaît alors compatible avec le besoin.

Le mécanisme bielle-manivelle représenté en Fig. 2.20 a été retenu pour ce prototype. Dans ce cas de figure, les valeurs admissibles de λ restent en effet assez larges, entre 18 et 45 mm. L'actionneur joue le rôle de coulisseau dans le mécanisme (Fig. 2.21). La configuration adoptée permet de solliciter l'actionneur dans sa direction principale, ce qui a permis d'éviter l'introduction d'une liaison prismatique supplémentaire. La longueur caractéristique λ est égale au paramètre e dans la position de référence $\alpha = \beta = 0$. Le mécanisme compliant est obtenu à partir du modèle PRBM représenté

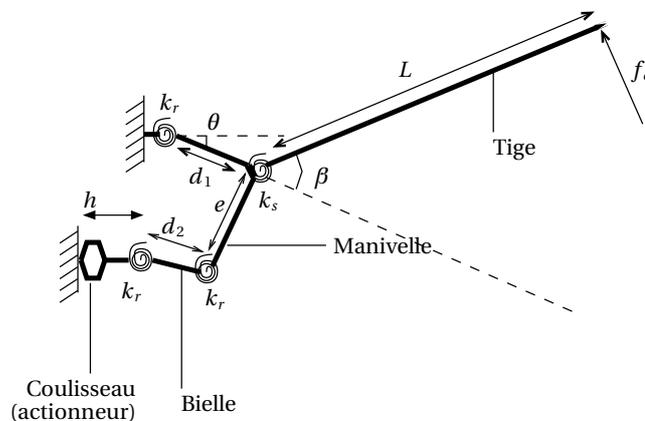


FIG. 2.21 – Modèle PRBM du mécanisme de transformation de mouvement de Cardiolock 1.

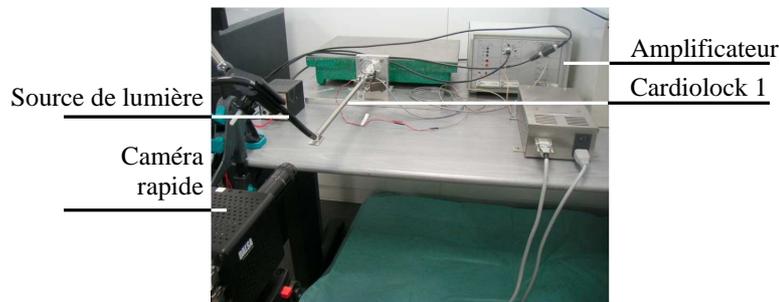
en figure 2.21 à l'aide de liaisons compliantes symétriques à col circulaire, définies par une épaisseur minimale t . L'architecture est donc définie par le jeu de paramètres (d_1, d_2, e, t) . Les valeurs des paramètres ont alors été sélectionnées en utilisant une optimisation sous contraintes, qui a permis d'assurer le respect de conditions sur l'effort et le déplacement à compenser ainsi que sur les contraintes dans les liaisons.

Le prototype représenté en Fig. 2.22 a été réalisé par usinage sur commande numérique (Fig. 2.23). Son évaluation expérimentale s'est avérée cohérente avec l'analyse

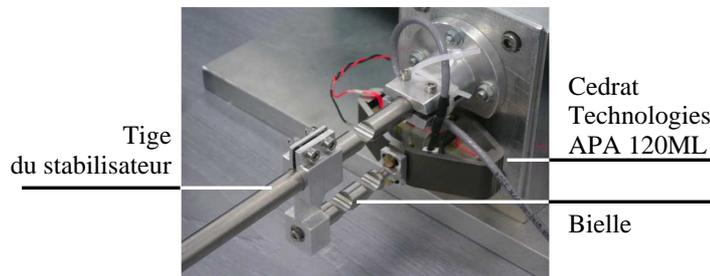
de son comportement faite en simulation par méthode des éléments finis en terme de déplacement à l'extrémité de la tige du stabilisateur. L'expérimentation a en revanche montré des différences sensibles en terme de rigidité statique et de valeur des fréquences propres. Il est apparu que le nombre d'éléments composant le dispositif diminuait sensiblement sa rigidité. Son comportement s'est avéré suffisamment performant pour évaluer l'efficacité de l'approche de stabilisation active, et par ailleurs s'interroger sur la commande la plus adaptée pour un tel dispositif, comme exposé au chapitre 3. Mais nous avons retenu de ce premier prototype que la conception doit impérativement limiter les assemblages et le nombre d'éléments pour parvenir à limiter l'introduction de flexibilités additionnelles qui diminuent rapidement les propriétés du dispositif.



FIG. 2.22 – Vue CAO du prototype de Cardiolock 1.



(a) Le dispositif expérimental



(b) Zoom sur le mécanisme compliant

FIG. 2.23 – Le prototype du Cardiolock 1 durant son évaluation expérimentale sur table.

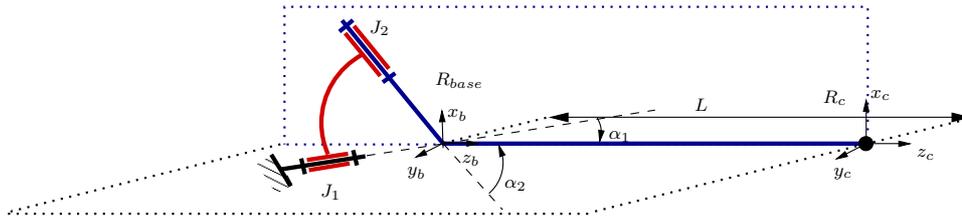


FIG. 2.24 – Schéma cinématique du dispositif Cardiolock 2.

2.3.5.4 Cardiolock 2

Cardiolock 2 vise à répondre au besoin précisé en section 2.3.5.1. Son architecture doit en particulier présenter un centre de rotation déporté situé au niveau du trocart. Plusieurs mécanismes peuvent être envisagés. Dans le contexte de la SMT, nous avons déjà évoqué plusieurs mécanismes hybrides ou parallèles. Pour les mécanismes parallèles, la nature sphérique des mouvements de l'effecteur est soit obtenue car chaque jambe du mécanisme possède elle-même un mouvement sphérique [Gosselin 1989a], ou du fait de la disposition des chaînes cinématiques entre elles [Fang 2004b, Gregorio 2004]. Des liaisons pivots mais aussi souvent sphériques doivent alors être intégrées avec un arrangement spatial particulier. Dans le contexte d'un mécanisme compliant, la complexité de réalisation devient très grande, et les conséquences d'erreurs de fabrication peuvent réduire la rigidité du dispositif, voire modifier la nature des mobilités du mécanisme : il est difficile d'estimer la nature des mouvements réalisés si les conditions géométriques ne sont pas respectées.

L'expérience de Cardiolock 1 ayant par ailleurs montré que les performances dynamiques sont sensibles à la qualité de l'assemblage et au nombre d'éléments mis en jeu dans le mécanisme, l'architecture retenue pour Cardiolock 2 est finalement une architecture série, comportant simplement deux segments en liaison pivot d'axes concourants au centre de rotation (Fig. 2.24). L'axe de la liaison J_1 est situé dans un plan horizontal sur la figure avec l'axe de la tige du stabilisateur, et permet de générer une vitesse de l'extrémité de la tige selon la direction x_c . L'axe de la liaison J_2 est situé dans un plan vertical afin de générer une vitesse selon la direction y_c . Dans cette configuration, nous avons donc un comportement découplé des deux axes qui va simplifier la commande du dispositif.

La matrice jacobienne qui lie les vitesses $(\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2)$ des liaisons pivots aux vitesses (\dot{x}, \dot{y}) de l'extrémité de la tige ne peut être modifiée dans cette configuration qu'en jouant sur les angles α_1 et α_2 , comme la longueur L est contrainte par l'accessibilité au cœur :

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L \sin(\alpha_1) & 0 \\ 0 & L \sin(\alpha_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Chaque liaison pivot doit être actionnée par un actionneur piézoélectrique. Sur un plan dynamique, les angles α_1 et α_2 devraient être choisis petits afin de rendre le dispositif compact et limiter les inerties. Cependant, la rotation que devra réaliser chaque liaison

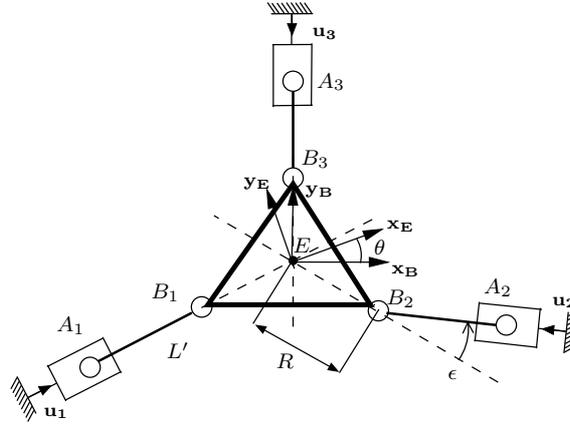


FIG. 2.25 – Mécanisme plan 3PRR proche d'une singularité parallèle.

pivot doit alors augmenter. Les actionneurs piezoélectriques disposant de courses limitées, il est nécessaire de choisir simultanément les angles α_1 et α_2 et les mécanismes de transformation de mouvement qui vont convertir les translations des actionneurs en rotation au niveau de chaque liaison pivot.

En adaptant le modèle dynamique introduit en section 2.3.5.2, on s'aperçoit rapidement que la longueur caractéristique λ n'excède maintenant pas quelques millimètres pour des angles α_1 et α_2 de l'ordre de 25° . Pour réaliser un mécanisme compliant présentant un tel ratio entre déplacement de l'actionneur et rotation de l'effecteur sans compromettre sa rigidité, nous avons fait appel aux propriétés particulières des mécanismes parallèles au voisinage de leurs singularités. Pour un mécanisme parallèle, le modèle cinématique s'exprime sous la forme

$$J_q \dot{q} = J_X \dot{X} \quad (2.10)$$

avec \dot{q} les vitesses articulaires et \dot{X} la vitesse de l'effecteur. Pour une singularité parallèle, J_X connaît une perte de rang [Gosselin 1990]. En d'autres termes, $\dot{X} \neq 0$ peut être obtenu avec $\dot{q} = 0$ et au voisinage de cette position singulière, le rapport entre vitesses des actionneurs et de l'effecteur devient grand. Les singularités parallèles restent peu exploitées pour la conception [Ranganath 2006, Stoughton 1992]. Nous avons ici choisi précisément des les exploiter pour notre mécanisme de transformation de mouvement.

Le mécanisme utilisé est basé sur une architecture plane de type 3PRR (Fig. 2.25). Dans la configuration représentée, seul l'angle ε évite d'être pleinement en singularité.

Si l'on considère les points A_1 et A_3 fixes, un actionneur installé pour imposer une vitesse \dot{q}_2 permet d'obtenir une vitesse de rotation de l'effecteur égale à

$$\dot{\theta} = \frac{1}{R \sin(\varepsilon)} \dot{q}_2 \quad (2.11)$$

avec $R = \|EB_2\|$ (Fig. 2.25). La longueur caractéristique λ est donc égale à $R \sin(\varepsilon)$. Les vitesses du centre E de l'effecteur sont par ailleurs nulles. Nous avons donc un mécanisme équivalent à une liaison pivot d'axe (E, \mathbf{z}_b) , dont la vitesse de rotation peut être

fixée pour une vitesse de l'actionneur constante par l'angle ε . Comme nous travaillons avec des petits déplacements, la remarque est également valable pour la rotation obtenue avec cette liaison pivot actionnée, qu'il suffit maintenant d'intégrer dans l'architecture présentée en Fig. 2.24. La rigidité du mécanisme dans le plan est obtenue grâce à la nature parallèle du mécanisme, et sa rigidité hors plan peut être contrôlée par le choix de la largeur du mécanisme compliant.

Le modèle dynamique introduit en section 2.3.5.2 peut être réécrit pour le dispositif. Son exploitation est cependant délicate : les inerties des mécanismes de transformation de mouvement ne sont pas négligeables, et la synthèse doit également être réalisée en tenant compte des déformations des mécanismes sous l'effet des moments créés par le cœur sur la tige. La synthèse a donc été ici réalisée par une approche itérative, en exploitant l'analyse du comportement du système obtenue par simulation par méthode des éléments finis. L'article [Bachta 2011b] détaille l'influence des paramètres géométriques décrivant le mécanisme et la démarche de choix.

La CAO du stabilisateur est représentée en Fig. 2.26. La longueur caractéristique du mécanisme est finalement égale à 4.5 mm, à comparer aux 25 mm de Cardiolock1.

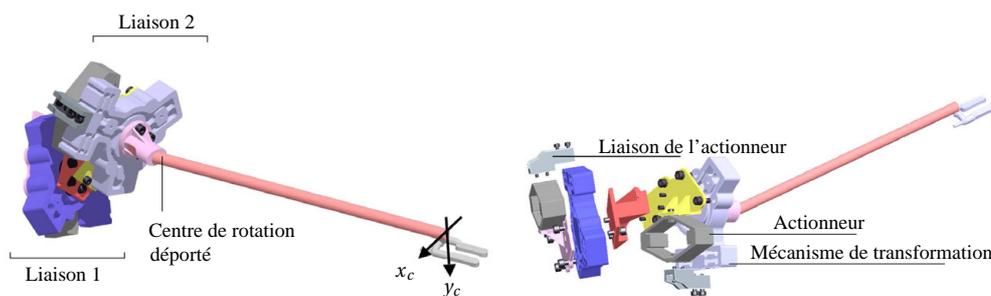


FIG. 2.26 – Vue CAO du dispositif Cardiolock 2 assemblé (gauche) et en éclaté (droite).

2.3.6 Résultats et bilan

2.3.6.1 Résultats

L'évaluation du prototype de Cardiolock 2 (Fig. 2.27) s'est avérée conforme au comportement estimé en simulation. Nous disposons de deux directions de déplacement pour effectuer la compensation avec une amplitude de déplacement selon chaque direction égale à 1,3 mm. L'évaluation expérimentale de la rigidité a permis d'estimer les performances de compensation suffisantes [Bachta 2011b].

Si les fonctionnalités du dispositif sont satisfaisantes, sa représentation en Fig. 2.27 souligne sans doute visuellement ses deux principales limitations.

Le mécanisme a été conçu en ayant une réflexion à l'échelle du mécanisme pour sélectionner le schéma cinématique, puis à l'échelle des liaisons pour déterminer le mécanisme compliant transformant le mouvement des actionneurs. La complexité du mécanisme peut paraître importante, notamment au niveau des formes des mécanismes compliants. Ces éléments peuvent être réalisés par enlèvement de matière dans le plan :

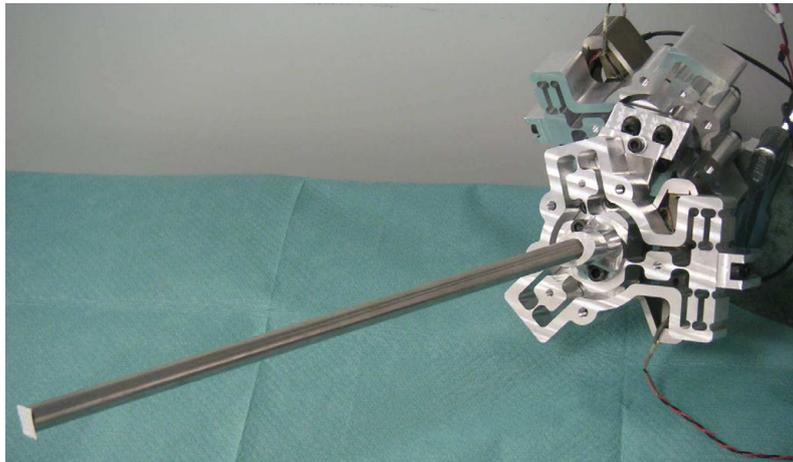


FIG. 2.27 – Vue globale du prototype du Cardiolock 2.

leur réalisation n'est donc pas problématique, mais il serait intéressant de simplifier encore cette réalisation.

L'enveloppe extérieure de l'ensemble des éléments pilotant la tige du stabilisateur a une taille d'environ 100 mm × 100 mm × 50 mm. Ce volume ne paraît pas excessif, mais l'objectif de compacité évoqué dans le chapitre 1 peut sans doute ici être amélioré. Deux pistes peuvent être envisagées. La première est celle d'un travail d'optimisation du mécanisme en remplacement de la démarche itérative de conception utilisée. La deuxième consiste à remettre en cause le choix préliminaire de placer l'actionnement à l'extérieur du corps pour simplifier le processus de stérilisation. Il est toujours délicat de stériliser des éléments actifs. Certaines techniques (emploi d'EtO par exemple) sont cependant assez peu "traumatisantes" pour le matériel et peuvent être envisagées. Idéalement, nous pourrions placer l'actionneur dans la tige du stabilisateur et disposer d'un stabilisateur à l'aspect extérieur identique à celui d'un stabilisateur passif.

Ces aspects sont actuellement développés dans les travaux de thèse de L. Rubbert. Encore récents et peu publiés, ils seront simplement esquissés au chapitre 4 pour articuler cette présentation avec la prospective.

L'approche de stabilisation active et les dispositifs proposés ont reçu un accueil positif. La présentation initiale de l'approche a valu à W. Bachta le prix Best Young Scientist Award in Robotics à la conférence MICCAI en 2007, avec présentation en session plénière (7% d'acceptation), puis une publication dans un numéro spécial de la revue *Computer Aided Surgery* [Bachta 2008c] visant la communauté médicale. Le lien entre l'application et la robotique a été mis en avant dans un article paru récemment dans *IEEE Transactions on Robotics* [Bachta 2011a] et la démarche de conception dans *ASME Journal of Mechanical Design* [Bachta 2011b]. Nous avons également engagé en 2007 une démarche de protection intellectuelle, avec un dépôt de brevet PCT. Nous n'avons cependant pas poursuivi ce dépôt par un passage en phase nationale, le domaine étant très protégé par plusieurs entreprises. Il est intéressant de souligner enfin le travail de

J. Gagne dans l'équipe qui au cours de sa thèse a évalué une approche alternative pour l'actionnement avec l'utilisation de l'effet gyroscopique [Gagne 2011].

2.3.6.2 Bilan

Le projet de stabilisation active n'est pas à l'heure actuelle dans une phase d'évaluation clinique comme peut l'être la SMT. Nous pensons cependant que le dispositif proposé possède des atouts :

- il peut constituer un dispositif facilement acceptable, car ne modifiant ni la technique chirurgicale ni le matériel employé ;
- il est sûr, car ne pouvant réaliser de mouvements dommageables au cœur ;
- il est moins complexe et coûteux qu'un dispositif esclave devant réaliser une synchronisation active du mouvement du cœur.

L'intérêt du système provient de la démarche adoptée basée à la fois sur une approche mécatronique et une analyse en amont du geste médical. Cette analyse du geste a permis d'identifier la stratégie adoptée de stabilisation active qui possède les avantages cités ci-dessus. La proposition du stabilisateur actif tient quant à elle au travail d'intégration physique réalisé : l'exploitation de la vision comme retour extéroceptif a été considéré dès la phase amont de conception, et un travail d'intégration a été réalisé pour coupler au mieux l'actionnement piezoélectrique avec la structure compliant. Un travail d'intégration fonctionnel a également été nécessaire, en mettant en place un traitement de l'information pour prédire le mouvement cardiaque, en déduire une estimation de la perturbation agissant sur le stabilisateur et finalement commander le système. Cet aspect sera développé au chapitre 3.

Au stade de la synthèse de l'architecture mécanique, l'approche retenue a été de combiner l'utilisation de résultats de cinématique des mécanismes parallèles, en exploitant le voisinage de singularités, avec une démarche itérative de conception. Ceci nous a permis de proposer une architecture originale, qui combine découplage autour du point de fonctionnement, grande rigidité, amplification de mouvement et centre de rotation déporté. Nous l'avons précisé, le défaut de l'approche est le manque d'assurance d'un caractère optimal de la solution. Nous reviendrons sur cet aspect dans la prospective. Il est cependant intéressant de constater que nous avons alors finalement "revisité" la problématique de l'amplification de déplacement pour l'actionnement piezoélectrique, régulièrement abordée à l'échelle microscopique : plusieurs travaux visent à proposer des architectures mécaniques remplissant cette fonction [Niezrecki 2001, Ouyang 2005, Ma 2006]. Les solutions sont alors basées sur l'exploitation des mêmes propriétés cinématiques des mécanismes, par exemple dans le cas de mécanismes de type pont [Ma 2006], sans cependant l'identifier avec les outils de la robotique. Avantage de notre raisonnement, nous pouvons envisager dès lors de réaliser des mécanismes amplificateurs à plusieurs degrés de liberté en exploitant de la même manière des résultats existants concernant les mécanismes parallèles.

2.4 Cryothérapie guidée par IRM

2.4.1 Projet

Le projet d'assistance robotisée pour la radiologie interventionnelle sous IRM a débuté avec la mise en place d'une plate-forme IRM interventionnelle au pôle Radiologie de l'Hôpital Civil de Strasbourg en 2009. L'activité prend place dans le cadre d'une collaboration depuis 2002 avec le prof. A. Gangi, chef du pôle Imagerie. Le travail autour de la cryothérapie guidée par IRM se déroule dans le cadre de la thèse de S. Abdelaziz, que je co-encadre avec B. Bayle et M. de Mathelin, et celle-ci a bénéficié du travail de Master de L. Esteveny sous mon encadrement.

2.4.2 Problématique médicale

Différentes modalités d'imagerie sont aujourd'hui disponibles pour un radiologue : scanner X, imagerie par résonance magnétique (IRM), échographie, fluoroscopie pour les plus répandues [Bayle 2010]. En radiologie interventionnelle, la radiologue s'appuie sur l'imageur pour réaliser des gestes de diagnostic ou de traitement impliquant l'insertion d'aiguilles, sonde ou cathéter. Il s'agit donc de réaliser des gestes très peu invasifs guidés par l'image. Les avantages sont nombreux : la précision du geste ne suppose pas un recalage précis entre images pré et per-opératoires et le geste peut être contrôlé en quasi temps-réel. Le caractère très peu invasif du geste permet par ailleurs de minimiser la durée du séjour hospitalier pour le patient : qualité de soin et coût d'hospitalisation peuvent être améliorés.

Les imageurs à rayons X posent le problème de l'exposition du patient et du praticien à des rayons ionisants nocifs. L'IRM ne présente en revanche pas de danger : le radiologue peut travailler en permanence à proximité de l'imageur. Le niveau de contraste dans les images de tissus mous est par ailleurs excellent, et il est par exemple possible d'observer des tumeurs à des stades précoces de développement.

Trois freins majeurs limitent aujourd'hui l'expansion de la radiologie interventionnelle sous IRM. Le premier est bien entendu le coût et la disponibilité de l'imageur. Le deuxième frein est lié la géométrie du scanner et à l'accès au patient pendant une intervention. Le diamètre des tunnels des premières générations de scanners ne rendait pas même possible l'introduction de patients à forte corpulence. Avec les scanners dits à "grand anneau", l'accès au patient est amélioré. Le scanner Siemens Espree installé au pôle Imagerie présente ainsi un tunnel de 70 cm de diamètre et de 125 cm de longueur qui permet au praticien avec qui nous collaborons d'amener une aiguille quasiment à l'isocentre du scanner, au milieu du tunnel. Le troisième frein est enfin lié à la difficulté de réalisation des gestes dont d'une part le temps d'apprentissage est très important et d'autre part la précision reste assez limitée. Pour l'illustrer, introduisons le geste qui nous intéressera dans la suite, la cryothérapie pour le cancer de la prostate.

Le traitement du cancer de la prostate est d'intérêt car c'est le cancer le plus fréquemment diagnostiqué dans le monde, hors cancers de la peau. En 2008, environ 900 000 cas ont été déclarés dans le monde, avec un taux de mortalité de l'ordre de 35% [Glo 2011]. Une des techniques les plus utilisées aujourd'hui est la prostatectomie :



FIG. 2.28 – Scanner IRM utilisé pour la radiologie interventionnelle.

la prostate est retirée par intervention chirurgicale. On retrouve là l'application de prédilection du système Da Vinci. La technique présente cependant des effets secondaires, et un certain nombre de techniques moins invasives existent aujourd'hui : curiethérapie, ultrasons focalisés, cryothérapie. Cette dernière consiste à détruire les cellules cancéreuses en effectuant plusieurs cycles de congélation/décongélation des tissus à l'aide d'une ou plusieurs aiguille(s) creuse(s) à l'intérieur de laquelle (desquelles) on fait circuler de l'argon puis de l'hélium [Ismail 2007]. La congélation des tissus peut être visualisée dans les images IRM [Morrison 2008]. Il est donc assez aisé de vérifier qu'une tumeur a été entièrement congelé avant de retirer la (les) aiguille(s).

L'approche considérée actuellement à Strasbourg [Gangi 2010] est une approche transpérinéale : les aiguilles sont insérées au niveau du périnée du patient, qui est sous anesthésie générale et placé en position de lithotomie (Fig. 2.29). Le radiologue planifie la position des points d'entrée des aiguilles et leur orientation à partir des images. Il réalise ensuite manuellement leur insertion. Ceci implique de reconstruire mentalement la position et l'orientation nécessaires des aiguilles à partir des images affichées. La tâche est délicate : le patient est situé dans le scanner, l'insertion se fait donc quasiment bras tendu. Aujourd'hui, la technique reste donc très dépendante du radiologue, ce qui freine son développement et finalement même son évaluation par rapport aux autres approches existantes. L'assistance robotique doit ici rendre possible un positionnement précis, rapide et fiable des aiguilles de cryothérapie. Une telle assistance facilitera également un autre geste très répandu, celui de biopsie pour le diagnostic, dont le déroulement est très proche.

2.4.3 État de l'art

Si à l'heure actuelle aucun système n'a été conçu spécifiquement pour la cryothérapie, nombreux sont les dispositifs proposés pour l'insertion d'aiguilles dans l'IRM afin de réaliser des biopsies ou l'insertion d'éléments radioactifs dans la prostate dans



FIG. 2.29 – Insertion d’une aiguille de cryothérapie dans l’IRM : la radiologue observe l’écran de contrôle, l’aiguille étant insérée à travers le périnée pour cibler la tumeur située dans la prostate.

le cadre d’une curiethérapie. Le champ magnétique existant dans le tunnel implique une réflexion sur les matériaux, capteurs et actionneurs employés. Les systèmes proposés diffèrent sur ce plan, mais également sur le type d’assistance. Krieger *et al.* [Krieger 2005] ainsi que Van Den Bosch *et al.* [Bosch 2010] n’introduisent pas d’assistance robotique dans le positionnement de l’axe d’aiguille, mais utilisent un mécanisme passif instrumenté aidant à évaluer la position de l’aiguille par rapport au patient. Dans [Bosch 2010], c’est l’insertion qui est automatisée pour maîtriser la profondeur de pénétration de l’aiguille avant le dépôt des éléments radioactifs. A l’opposé, le système MRBot vise à proposer une insertion complètement automatisée [Patriciu 2007], tout comme dans le projet développé par Innomedic GmbH avec le dispositif Innomotion [Melzer 2008], sans cependant le finaliser. Fischer *et al.* [Fischer 2008] ont développé leur dispositif en laissant la possibilité d’une insertion manuelle ou commandée, le positionnement de l’axe de l’aiguille étant lui contrôlé par le système robotique. Elhawary *et al.* [Elhawary 2010] proposent de laisser au radiologue l’ensemble de la tâche de positionnement de l’aiguille et son insertion, mais en lui fournissant un dispositif maître à partir duquel il dispose d’informations sur la position du système par rapport à la cible. Le système robotique tenant l’aiguille est alors téléopéré en position, avec une mesure d’effort d’insertion qui doit être renvoyée à l’utilisateur sous une forme visuelle. Il s’agit là d’une première manière de fournir au radiologue une information précieuse : le passage de membranes comme la capsule prostatique est un évènement lors de l’insertion sur lequel se repose habituellement le praticien, et dont l’importance a été détectée par des expérimentations [Abolhassani 2009]. Certains auteurs vont plus loin, en proposant de réaliser un système complètement téléopéré permettant de disposer d’un retour haptique [Song 2010, Su 2010, Yang 2010]. Les validations pour cette approche restent à l’heure actuelle partielles. L’autre approche pour fournir au radiologue un retour haptique est de lui confier la tâche d’insertion, seul le positionnement

de l'axe de l'aiguille étant confié au système robotique. C'est l'objectif des systèmes proposés dans [Plante 2009, Chinzei 2000].

L'emploi d'un scanner à grand anneau rend cette dernière approche viable : l'accessibilité directe à la zone d'intérêt est acceptable, et le système robotique peut s'avérer précieux dans une fonction de positionnement de l'axe de l'aiguille. Nous avons donc pris le parti de développer une approche d'assistance au positionnement, avec une insertion manuelle. Les systèmes proposés dans [Plante 2009, Chinzei 2000] (Fig. 2.30) manquent nettement de compacité : si l'insertion est réalisée manuellement, il s'agit de proposer un système particulièrement compact qui permette au radiologue de conserver un geste très proche de celui qu'il ferait en l'absence du robot. La compacité et la légèreté du dispositif faciliteront d'une part son installation, mais d'autre part également son retrait notamment en cas de complications médicales. Nous avons donc orienté notre démarche de conception vers un assistant robotique qui possède une certaine "transparence" dans la salle du scanner.

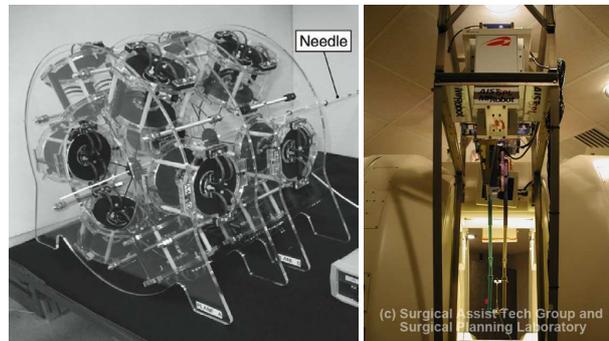


FIG. 2.30 – Assistants robotiques permettant une insertion manuelle : à gauche le système proposé par [Plante 2009], dont le diamètre est approximativement égal à 200 mm. A droite, le système développé pour l'IRM ouvert à double anneau introduit dans [Chinzei 2000].

2.4.4 Proposition

2.4.4.1 Définition du besoin

Une approche transpérinéale d'insertion des aiguilles nécessite de placer le patient en position de lithotomie, *i.e.* sur le dos, jambes relevées (ou semi-relevées en fonction du gabarit) (Fig. 2.31). Du fait de la présence du rectum et de l'urètre (Fig. 2.32), l'insertion des aiguilles ne peut avoir lieu avec un axe fixe : orienter les aiguilles est nécessaire pour accéder à la périphérie de l'organe. L'espace de travail est représenté sous forme schématique en Figure 2.33. Une angulation de $\pm 30^\circ$ est nécessaire si le point d'insertion sur le périnée est situé dans un disque de 35 mm de diamètre centré sur le périnée. Au delà, dans un disque dans de diamètre 50 mm, il peut être nécessaire de faire pénétrer l'aiguille perpendiculairement au périnée.



FIG. 2.31 – Patient en position de lithotomie, avant de le translater pour l’insérer dans le tunnel du scanner.

Actuellement, une grille est parfois utilisée (Fig. 2.34) pour aider au repérage du point d’insertion, et rendre plus aisé l’accès au périnée par son action de pression sur les tissus. La largeur des grilles actuelles rend cependant impossible l’orientation des aiguilles. Le système robotique doit se substituer à cette grille passive de positionnement, en laissant la possibilité d’orienter l’aiguille et en permettant son positionnement automatique. Bien entendu, le système doit être compatible avec l’IRM : il ne doit pas provoquer d’artefacts dans l’image, et ne pas être perturbé par le fonctionnement du scanner. Il doit par ailleurs être possible de stériliser les éléments à proximité de l’aiguille.

2.4.4.2 Proposition de geste robotisé

Afin de minimiser le volume du système intégré dans le tunnel, et optimiser sa compatibilité avec l’imageur, nous avons proposé de développer un robot à câbles qui va manipuler un élément jouant le rôle de guide d’aiguille (Figure 2.35). Le pilotage des câbles est réalisé avec des actionneurs conventionnels placés en dehors de la salle IRM. Des transmissions par gaines connectent les actionneurs aux câbles situés dans le scanner. Afin d’assurer un accès correct au périnée, nous conservons une grille plaquée contre ce dernier. En minimisant l’épaisseur de cette dernière, l’aiguille peut pivoter par rapport à un trou de la grille, et nous pouvons finalement l’utiliser dans la cinématique de l’insertion. Pour orienter l’aiguille, nous avons en effet choisi de piloter deux points de l’axe de l’aiguille dans des plans parallèles, de manière similaire au système B-Rob II proposé par Kettenbach *et al.* [Kettenbach 2005]. Dans le cas présent, un point de l’axe de l’aiguille est situé sur la grille, l’autre sur un guide qui est l’effecteur du robot à câbles. La cinématique de l’insertion d’une aiguille est représentée de manière schématique sur la figure 2.36 :

1. la plate-forme du mécanisme à câbles est positionnée devant le trou le plus adapté de la grille de positionnement (point E, Fig. 2.36)

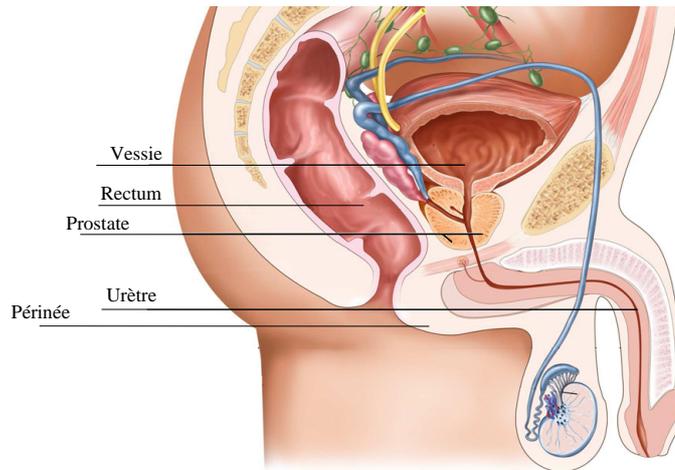


FIG. 2.32 – Positions relatives de la prostate, du rectum et de l'urètre.

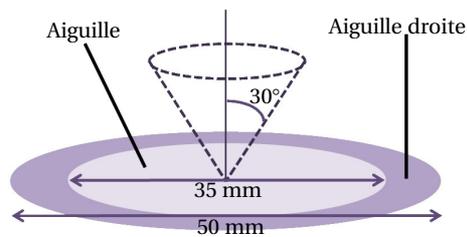


FIG. 2.33 – Espace de travail requis.

2. le radiologue insert l'aiguille dans le guide (point A, Fig. 2.36) jusqu'à avoir contact de l'aiguille sur le périnée
3. le guide d'aiguille est déplacé par le mécanisme à câbles pour imposer l'orientation souhaitée
4. le radiologue insert manuellement l'aiguille jusqu'à atteindre la cible.

Il est important de souligner que l'ensemble de la procédure robotisée, décrite plus en détails dans [Abdelaziz 2011b], reste proche de la procédure manuelle actuellement pratiquée. Il est donc assez aisé de revenir à la configuration d'une procédure manuelle en cas de besoin sur un plan médical.

La grille de positionnement ne permet qu'une évolution discrète de la position du point d'insertion, qui n'est cependant pas gênante : nous disposons avec cette cinématique de 5 DDL pour une tâche qui en requiert seulement trois (position de la cible sur la prostate). La redondance est utilisée pour éviter les zones interdites sur le plan anatomique.

La procédure d'insertion a été ici présentée pour une aiguille. Cela peut être suffisant, et cela correspond par ailleurs au besoin dans le cas d'une biopsie pour un diagnostic. Plusieurs stratégies sont envisageables pour gérer plusieurs aiguilles. Deux sont



FIG. 2.34 – Grille de positionnement d'aiguilles compatible IRM.

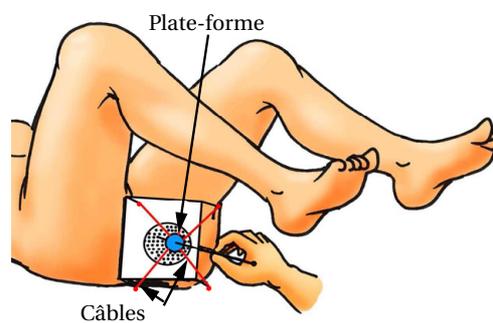


FIG. 2.35 – Vue de principe de l'insertion transpérinéale à l'aide d'un système à câbles.

actuellement retenues, sans pour l'instant avoir finalisé leur développement. La première stratégie consiste à planifier le placement des aiguilles pour éviter les interférences entre câbles et aiguilles. La deuxième stratégie consiste à ne plus positionner avec le mécanisme l'aiguille mais un élément complémentaire pour matérialiser l'axe d'insertion. Ces éléments, de simples tubes, seront positionnés de manière séquentielle selon la procédure présentée précédemment. A la fin de la séquence, chaque élément peut être décalé manuellement pour se situer sous le plan de déplacement du mécanisme à câbles. Il ne peut alors plus créer d'interférences avec le mécanisme de positionnement : l'ensemble des guides peut être positionné avant la phase d'insertion des aiguilles.

2.4.5 Synthèse

Le principe de fonctionnement de l'assistant robotique illustré par les figures 2.35 et 2.36 met en évidence l'usage d'un robot à câbles pour la manipulation des aiguilles. Durant l'insertion, le guide d'aiguille doit immobiliser l'axe de l'aiguille. Cette dernière est alors également en interaction avec le radiologue et les tissus. Seules les tensions dans les câbles créées par les actionneurs vont permettre de contre-balancer les actions de l'aiguille sur le guide. La synthèse du dispositif doit donc être réalisée en intégrant cette condition propre aux mécanismes à câbles. Une méthode simple d'optimisation durant la conception a été mise en place dans ce but, en partant de l'état de l'art dans le

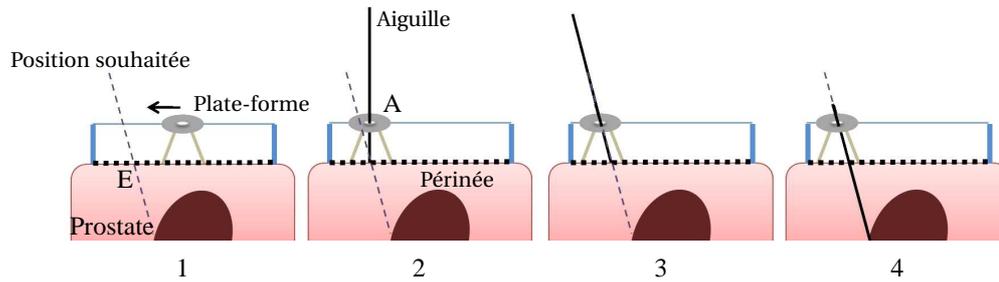


FIG. 2.36 – Décomposition du geste d’insertion.

domaine de l’analyse et la synthèse de robots à câbles.

2.4.5.1 Synthèse de robots à câbles

Un robot à câbles est constitué d’une base, d’un effecteur et d’un ensemble de câbles les liant. Le mouvement de l’effecteur est obtenu en modifiant la longueur des câbles, généralement enroulés sur des poulies motrices. Ce type de robot ne peut être analysé de la même manière qu’un mécanisme parallèle à segments rigides. Les câbles ont d’une part un comportement unidirectionnel, et d’autre part leurs tensions doivent permettre d’obtenir au moins l’équilibre de l’effecteur tout en restant situées dans les plages de tensions admissibles par les câbles. Différents travaux ont donc porté sur la caractérisation de ce type de mécanismes. Dans [Ebert-Uphoff 2004], l’ensemble des torseurs disponibles (ETD) est défini comme étant l’ensemble des torseurs qu’un mécanisme à câbles peut générer pour une configuration donnée de l’effecteur en respectant des tensions limites dans les câbles. L’espace des torseurs générables (ETG) est introduit comme l’ensemble des poses de l’effecteur pour lesquelles tout torseur parmi un ensemble donné peut être généré à l’aide des tensions admissibles dans les câbles. [Boscher 2006] a proposé de déterminer analytiquement les frontières de l’ETG. Dans [Bouchard 2008b], la géométrie de l’ETD est identifiée comme étant un zonotope, *i.e.* un polytope convexe délimité par des hyperplans. Plusieurs formes de l’ensemble des torseurs de la tâche (ETT) sont considérées, dont des points, des hyper-rectangles ou encore des hyper-ellipsoïdes. Pour des formes hyper-rectangulaires, [Gouttefarde 2011] a déterminé l’ETG pour des mécanismes à 6 degrés de liberté (DDL) en utilisant une analyse par intervalles.

Peu de travaux traitent en revanche du problème de la synthèse et de l’optimisation de mécanismes à câbles. Dans [Gouttefarde 2008], l’analyse par intervalles est utilisée pour déterminer les géométries possibles d’un mécanisme plan entraîné par 4 câbles, en assurant qu’un espace de travail donné soit complètement inclus dans l’ETG. Cette approche n’est pas applicable si la forme de l’ETT est un hyper-ellipsoïde ou un disque, comme c’est le cas de notre application : nous pouvons en effet estimer l’amplitude de l’effort subi par l’effecteur mais sa direction peut être quelconque. L’approche ne permet par ailleurs que de déterminer une carte de paramètres admissibles mais sans directement dégager de jeu de paramètres optimaux. Une autre approche est considé-

rée dans [Bouchard 2008a] avec le développement d'un algorithme d'optimisation basé sur un algorithme génétique. Après la discrétisation de l'espace de travail, l'inclusion de l'ETT dans l'ETD est vérifiée. La discrétisation est rapidement très coûteuse en temps de calcul lorsque le nombre de DDL augmente, et l'étape de discrétisation doit être conduite pour l'évaluation de chaque solution lors de l'utilisation de l'algorithme génétique.

2.4.5.2 Démarche de synthèse

En conséquence, nous avons proposé une démarche d'optimisation pour la conception composée de deux étapes. La première étape vise à minimiser le volume du robot en optimisant l'ETD pour une tâche donnée. L'algorithme utilise les propriétés de l'ETD introduites dans [Bouchard 2008b] afin de déterminer les paramètres de conception optimaux en utilisant un ensemble de configurations de l'effecteur obtenu sans recours à une discrétisation. La deuxième étape consiste à valider les résultats obtenus précédemment en utilisant les outils de l'analyse par intervalles. Nous décrivons ces deux étapes ici brièvement après avoir formulé la condition d'appartenance d'un torseur à l'ETD.

Appartenance à l'ETD Pour un robot à câbles, la synthèse consiste à déterminer la position des points d'attache des câbles sur l'effecteur et la base du robot, que l'on peut exprimer par un jeu de paramètres regroupé dans un vecteur ξ . Pour un robot à n degrés de liberté comportant m câbles, l'ensemble A des torseurs \mathbf{f} que le mécanisme peut générer est défini par :

$$A = \{ \mathbf{f} \in \mathbb{R}^n \mid \mathbf{f} = \mathbf{W}\boldsymbol{\tau}, \tau_i \in [\tau_{i_{min}}, \tau_{i_{max}}], 1 \leq i \leq m \} \quad (2.12)$$

avec $\mathbf{W} = \mathbf{W}(\mathbf{X})$ la matrice $n \times m$ des torseurs unitaires dans les câbles [Bouchard 2008a]. Le vecteur $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1, \dots, \tau_m]^T$ est le vecteur des tensions dans les câbles. Chaque câble i a une plage admissible de tensions $[\tau_{i_{min}}, \tau_{i_{max}}]$. A une position \mathbf{X} donnée, l'ensemble des combinaisons possibles de tensions admissibles dans les câbles forme l'ensemble de torseurs pouvant être généré par le mécanisme. Les frontières de cet ensemble constituent un zonotope (Fig. 2.37), dont les hyperplans frontières peuvent être caractérisés analytiquement par la méthode de translation des hyperplans, composée de trois étapes, introduite dans [Bouchard 2008b]. De manière résumée, il s'agit dans un premier temps de déterminer le vecteur unitaire \mathbf{c}_i perpendiculaire à l'hyperplan H_i . Dans un deuxième temps, la position de l'hyperplan est déterminée en calculant la position d'un point \mathbf{p}_i lui appartenant. Une fois ces deux étapes répétées pour tous les hyperplans, il est possible de calculer les distances d_{io} entre l'origine et tous les hyperplans en utilisant la relation :

$$d_{io} = \mathbf{c}_i^T \mathbf{p}_i \quad (2.13)$$

Ces distances sont fonctions de la position de l'effecteur \mathbf{X} et du jeu de paramètres géométriques ξ : $d_{io} = d_{io}(\mathbf{X}, \xi)$.

Un torseur donné \mathbf{f}_0 sera contenu dans le zonotope si la condition (2.14) est vérifiée :

$$\mathbf{C}\mathbf{f}_0 \leq \mathbf{D}_o \quad (2.14)$$

avec $\mathbf{C} = [\mathbf{c}_1, \dots, \mathbf{c}_k]^T$ et $\mathbf{D}_o = [d_{1o}, \dots, d_{ko}]^T$, k étant le nombre d'hyperplans formant le zonotope.

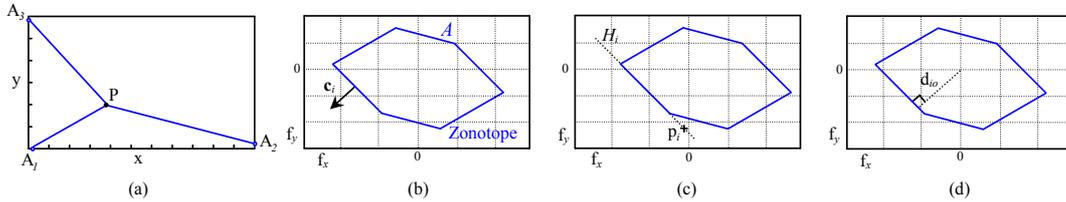


FIG. 2.37 – Exemple de construction d'un zonotope : (a) représentation schématique d'un robot à câbles plan ($n = 2$ et $m = 3$), (b-d) application de la méthode de translation des hyperplans pour la construction du zonotope.

Algorithme d'optimisation L'algorithme d'optimisation a pour données d'entrée l'espace de travail souhaité W , l'ensemble des torseurs de la tâche T et les plages admissibles de tensions dans les câbles. Le jeu de paramètres optimal ξ_{op} est obtenu en deux temps, comme illustré en Fig. 2.38.

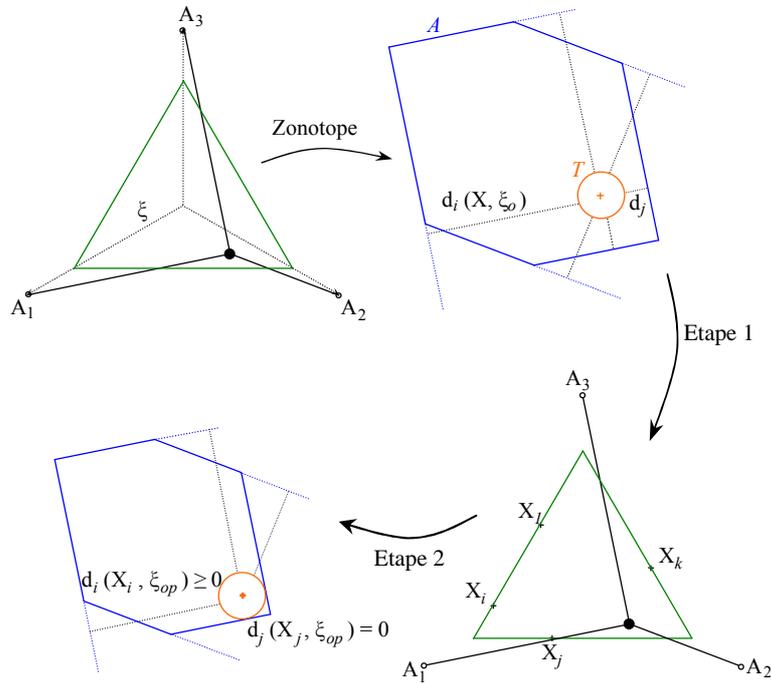


FIG. 2.38 – La procédure d'optimisation.

Dans un premier temps, pour un jeu de paramètres initiaux ξ_0 , on détermine le jeu de positions de l'effecteur X_i pour lesquelles les distances d_i , $i \in [1, k]$ sont minimales.

Chaque distance d_i désigne la distance entre l'hyperplan i et le bord de l'ETT. La détermination du jeu de paramètres initiaux peut être réalisée en considérant une situation simple de fonctionnement, par exemple quand l'effecteur est au centre de l'espace de travail.

Dans un deuxième temps, le jeu optimal de paramètres ξ_{op} est déterminé par minimisation du volume du robot, sous contrainte de positivité des distances d_i . Nous cherchons donc alors le jeu de paramètres ξ_{op} pour lequel $T \subseteq A$ aux positions critiques déterminées précédemment $X_i, i \in [1, k]$.

$$\begin{aligned} \text{Étape 1 :} \quad X_i &= \underset{X \in W}{\operatorname{argmin}} d_i(X, \xi_0); \quad 1 \leq i \leq k \\ \text{Étape 2 :} \quad &\begin{cases} \xi_{op} = \underset{\xi}{\operatorname{argmin}} \operatorname{volume}(\xi) \\ \text{Sous contraintes : } d_i(X_i, \xi) \geq 0; \quad 1 \leq i \leq k \end{cases} \end{aligned} \quad (2.15)$$

Les fonctions de coût à minimiser et les contraintes sont dans les deux étapes des fonctions non linéaires des paramètres. Des méthodes de type SQP sont utilisées pour réaliser l'optimisation.

Validation par analyse par intervalles Les paramètres déterminés à l'issue de la phase précédente permettent d'assurer que $T \subseteq A$ pour des poses de l'effecteur déterminées comme étant critiques. Il n'est donc pas certain que cette inclusion soit vraie dans l'ensemble de l'espace de travail. Pour le vérifier, une analyse par intervalles est réalisée. L'intérêt de l'analyse par intervalles a été montré dans la littérature pour l'analyse et parfois l'optimisation de mécanismes [Gouttefarde 2008], [Hao 2005]. Nous l'utilisons ici pour valider le respect des conditions liées aux zonotopes. Nous analysons donc les distances $d_i, i \in [1, k]$ introduites précédemment comme les distances entre les bords de l'ETT et les hyperplans définissant le zonotope. Les distances doivent être positives pour respecter le besoin.

Nous ne rentrerons pas ici dans l'exploitation de l'analyse par intervalles. Les détails d'implémentation et le rappel des caractéristiques de l'analyse par intervalles sont introduits dans [Abdelaziz 2011a].

A l'issue de l'analyse par intervalles, on dispose d'une carte de l'espace de travail pour lequel le mécanisme défini par le jeu de paramètres ξ_{op} vérifie en chaque point l'inclusion de l'ETT dans l'ETD. Si une portion de l'espace de travail requis par la tâche n'est pas validée, une itération sur la détermination des paramètres optimaux est réalisée. Cette nouvelle optimisation est faite en incluant les poses de l'espace de travail non validées. On répète alors la procédure de validation par analyse par intervalles.

Capacités de la méthode et exploitation La méthode proposée ne s'achève que si le mécanisme répond correctement au besoin : l'analyse par intervalles permet une évaluation dans l'ensemble de l'espace de travail, et non uniquement en un jeu discret de poses. La phase d'optimisation est cependant effectuée en découplant de manière relativement radicale les deux variables intervenant dans le calcul de la condition (2.14)

que sont le jeu de paramètres ξ et la pose \mathbf{X} . Le premier temps de l'optimisation permet de travailler sur \mathbf{X} à ξ fixé, et réciproquement dans le deuxième temps. Pour un mécanisme donné, il reste possible que le jeu de poses déterminé dans un premier temps ne soit plus significatif au cours de l'évolution des paramètres dans la deuxième phase de l'optimisation. Nous n'avons sur ce point que le recul fourni par l'évaluation de différentes architectures pour le cas de l'assistant robotique présenté ici. Nous n'avons pas rencontré de difficultés sur ce point, mais cet aspect reste à analyser plus en détails.

Pour la synthèse du mécanisme à câbles qui nous intéresse ici, les efforts exercés sur l'effecteur sont estimés égaux à 5 N en amplitude, et de direction quelconque dans le plan du mécanisme. Les intervalles de tensions admissibles pour les câbles sont égaux à [10 N, 60 N] pour les câbles sélectionnés. Un robot plan à deux degrés de liberté doit disposer d'au moins trois câbles pour pouvoir pleinement contraindre l'effecteur [Kawamura 1993]. Les trois architectures les plus simples envisageables sont par conséquent des structures triangulaires et, dans le cas d'un système à quatre câbles, rectangulaires à câbles croisés ou non (Fig. 2.39). La définition de la tâche conduit à considérer des structures symétriques : le triangle de la solution (a) est équilatéral et les structures (b) et (c) sont carrées. Le rayon de la plate-forme est fixé pour des raisons d'intégration ($R_N=5$ mm)

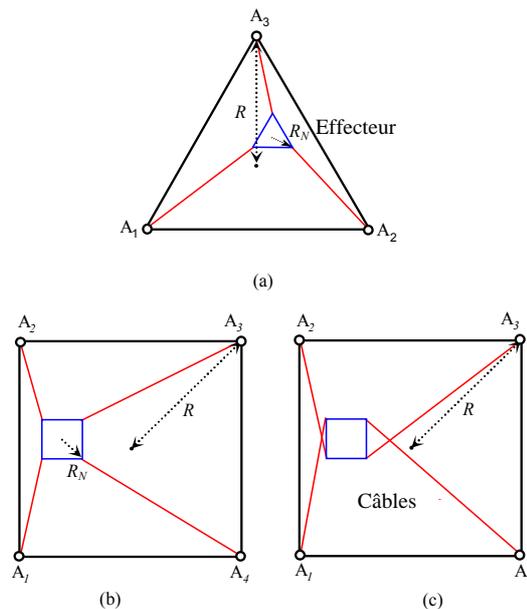


FIG. 2.39 – Architectures considérées : (a) structure triangulaire symétrique, (b) structure carrée avec câbles non croisés, (c) structure carrée avec câbles croisés

Après optimisation, les structures carrées sont apparues les plus compactes, avec des tailles similaires. L'utilisation de câbles non croisés simplifie par ailleurs la conception : l'architecture (b) est donc retenue, pour laquelle le rayon R est égal à 49 mm après optimisation.

2.4.6 Intégration

Nécessité d'une mesure locale Afin de minimiser le volume du robot et la complexité du système placé dans le tunnel du scanner, nous avons proposé de déporter les actionneurs : ceux-ci sont situés en dehors de la salle du scanner. Les transmissions par câbles vont donc avoir des longueurs de plusieurs mètres. Les frottements des câbles dans leurs gaines et leurs flexibilités vont de manière évidente influencer significativement sur le comportement du système.

Les approches proposées pour commander un robot à câbles [Gallina 2001, Fang 2004a] exploitent un modèle dynamique du système complet. Dans le cas présent, ce modèle va être particulièrement difficile à établir du fait des frottements et flexibilités. Nous avons donc dès les phases préliminaires de conception considéré que la commande du dispositif va être effectuée en s'intéressant au système placé dans le scanner, et qu'en disposant à la fois d'une mesure locale de position et de tension des câbles nous pourrions mieux contrôler le dispositif, par exemple avec une commande en cascade comme représentée en Fig. 2.40.

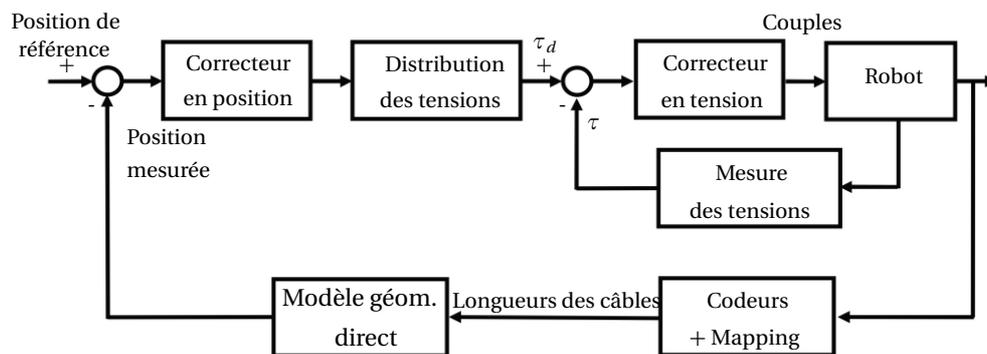


FIG. 2.40 – Stratégie de commande

Le dispositif MRGuide conçu (Figure 2.41 & 2.42) est instrumenté pour permettre l'estimation de ces grandeurs. Il reste tout à la fois compact et léger comme souhaité initialement : ses dimensions extérieures sont égales à 100 mm × 100 mm × 40 mm, avec une masse de 120 g.

Estimation des longueurs des câbles Pour des raisons de compatibilité avec l'IRM, des technologies de mesure par fibres optiques sont adoptées. L'estimation des longueurs des câbles est réalisée à partir d'une mesure de l'enroulement des câbles et d'une estimation de leur longueur initiale à partir de la position de l'effecteur.

La mesure de l'enroulement des câbles est effectuée à l'aide de poulies non motrices situées aux coins de la structure du dispositif (Fig. 2.41). Le principe retenu est alors simplement celui d'un codeur incrémental, en utilisant deux paires de fibres parallèles situées de part et d'autre d'une roue codeuse : pour chaque paire, une fibre transmet la lumière émise par une source, l'autre fibre transmet la lumière reçue, dont la variation

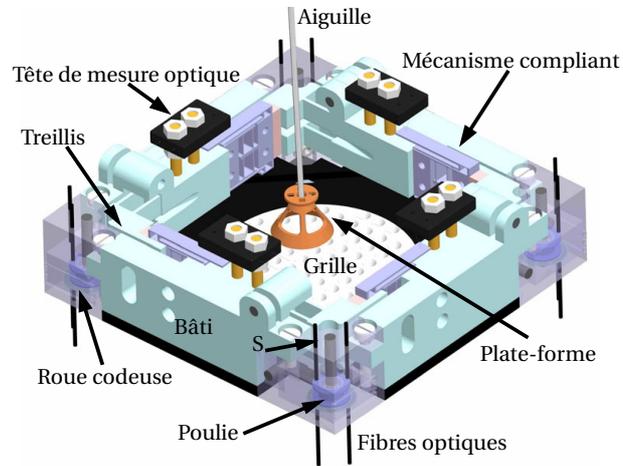


FIG. 2.41 – Vue CAO du dispositif MRGuide.

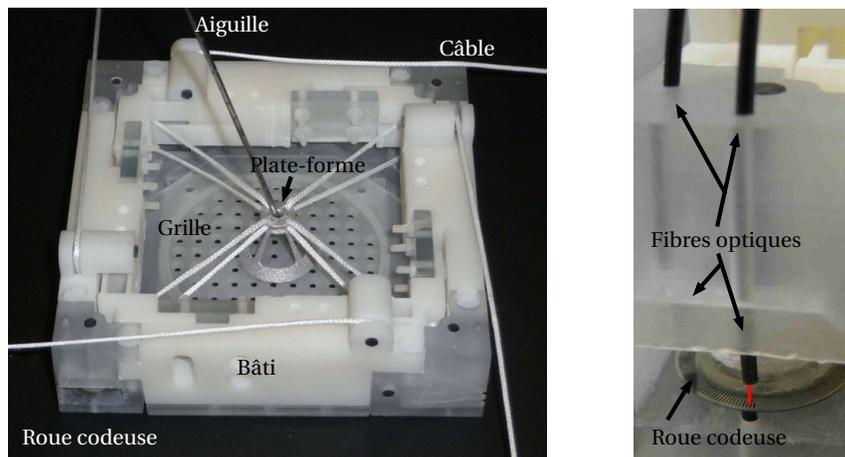


FIG. 2.42 – A gauche : Prototype du dispositif MRGuide avant intégration des capteurs de tension des câbles. A droite : Zoom sur la mesure d'enroulement des câbles

est due au motif de la roue codeuse. Les deux paires permettent d'obtenir des mesures en quadrature.

L'estimation de la longueur initiale des câbles peut être réalisée à partir du modèle géométrique inverse du mécanisme et de la connaissance de la position de l'effecteur. Cette position peut être connue de deux manières :

- par intégration d'un marqueur visible dans l'IRM au niveau de l'effecteur et du bâti, afin de déterminer la position initiale de l'effecteur dans le repère associé au bâti ;
- par un gabarit contraignant mécaniquement l'effecteur dans une position initiale de référence connue par rapport au bâti.

Les roues codeuses ont été développées spécifiquement avec l'utilisation de tungstène pour assurer la compatibilité avec l'IRM, et un usinage par électroérosion à fil (Fig. 2.42). La résolution des roues codeuses est égale à 650 points par tour, ce qui conduit à une erreur relative maximale de 0.2 % dans la détermination de la position de l'effecteur.

Evaluation des tensions dans les câbles Pour présenter la conception des capteurs dédiés aux tensions dans les câbles, il est nécessaire de revenir sur les technologies de mesure par fibre optique. Deux types de mesures sont envisageables. Dans un cas la fibre optique ne sert qu'à véhiculer la lumière, et le mesurande est évalué à l'aide d'un dispositif placé en bout de fibre. Il est ainsi possible de s'appuyer sur deux fibres, l'une en émission et l'autre en réception, avec entre les deux un dispositif basé sur l'effet de Moiré [Feng 2006], un masque [Hirose 1990, Chinzei 2000] ou bien un simple miroir [Gassert 2006] pour déterminer un déplacement à partir d'une variation d'intensité lumineuse. Dans l'autre cas on utilise une variation des propriétés de la fibre optique pour estimer le mesurande [Remouche 2007, Park 2007, Park 2008]. L'intégration de réseaux de Bragg permet notamment de déterminer une déformation mécanique de manière très fine.

Dans le cas présent, il pourrait être envisageable d'estimer l'état de déformation des câbles en venant coller des fibres optiques munies de réseaux de Bragg sur les câbles. La fiabilité mécanique d'une telle solution paraît discutable. Nous avons donc fait le choix d'intégrer des capteurs non pas au niveau des câbles mais de la structure. L'élément qui supporte les poulies de passage de câbles subit des efforts directement liés aux tensions dans les câbles. En instrumentant cet élément, nous allons reconstruire ces tensions.

La solution proposée combine un passage de câbles non conventionnel avec l'utilisation de résultats bien connus dans le domaine de la résistance des matériaux concernant les treillis. La figure 2.43 illustre le principe adopté : chaque câble est attaché à un angle d'une structure treillis (point S), passe par un oeillet sur la plate-forme puis revient s'enrouler autour d'une poulie située sur le bâti. L'élément treillis est composé de quatre barres : chaque barre est en liaison glissière avec sa voisine et en encastrement sur le bâti à son autre extrémité. Avec un tel arrangement, la tension τ_i d'un câble i génère un effort de compression uniquement dans la barre i . La relation entre tension dans le câble et effort dans la barre dépend de l'angle entre le câble et la barre : l'estimation de l'effort

doit donc être calculée à partir de la connaissance de la position de l'effecteur.

Si une solution à base de réseaux de Bragg est considérée, l'évaluation de l'état de déformation des éléments du treillis doit permettre d'accéder aux efforts de compression. Pour augmenter le niveau de déformation et les rendre observables par les capteurs, la section doit être choisie correctement. Cette section est couplée à la longueur des barres, notamment du fait des risques de flambage de ces dernières. La question de la synthèse du mécanisme dans ce cas, en abordant simultanément le dimensionnement de la géométrie du robot à câbles et des éléments du treillis instrumenté a été abordée dans [Abdelaziz 2010].

Nous avons préféré pour des raisons de coût opter pour des capteurs basés sur une mesure de variation d'intensité lumineuse. Ces capteurs permettent d'accéder à des déplacements, et ces derniers restent cependant très faibles entre deux points d'une même barre du treillis. Un dispositif a donc été intégré dans chaque barre pour d'une part disposer d'une amplitude de mesure correcte et d'autre part utiliser un matériau ne présentant pas de non linéarités de comportement : l'ensemble du dispositif peut ainsi être réalisé en matériaux polymères à l'exception d'éléments compliants réalisés en alliage cuivre-béryllium, compatible avec l'IRM.

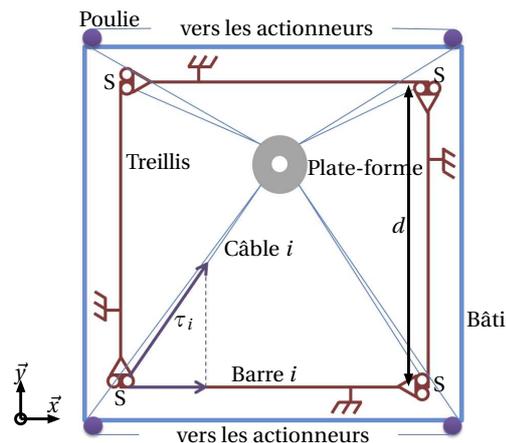


FIG. 2.43 – Architecture du dispositif MRGuide.

Les têtes de mesure optique du commerce utilisées permettent la mesure d'un déplacement de l'ordre de 0.5 mm. Le mécanisme compliant conçu [Esteveny 2010] est composé d'une liaison glissière et d'un mécanisme de transformation de mouvement qui convertit la translation au niveau de la liaisons glissière en la rotation d'un levier dont le déplacement est évalué par la tête de mesure (Fig. 2.44). L'amplification fournie par le dispositif compliant est de l'ordre de 10.

Éléments de validation Le dispositif MRGuide est en cours de validation. Les aspects les plus fondamentaux que sont la compatibilité IRM et la capacité à mesurer la tension dans les câbles ont d'ores et déjà été validés.

Pour l'évaluation de compatibilité IRM, le scanner Siemens Espree disponible a été

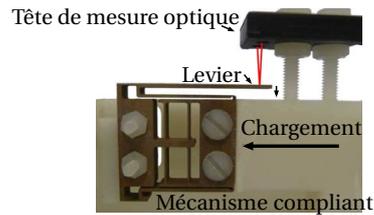


FIG. 2.44 – Disposition d'estimation d'effort dans le treillis.

utilisé. Le prototype a été installé contre un fantôme sous l'antenne utilisée pour les interventions à l'heure actuelle (Fig. 2.45). Sur la figure 2.46, l'index (a) désigne la présence du dispositif et l'index (b) son absence. L'analyse de compatibilité a été conduite en deux phases. Le premier test (numéro 1) est réalisé en introduisant les éléments de structure, la plate-forme et une aiguille de cryothérapie. L'aiguille est le seul élément visible dans la coupe, sans artefacts identifiables. Le deuxième test (index 2) est réalisé en utilisant uniquement les éléments de structure. Ces éléments peuvent être détectés dans l'image (2a) issue d'une coupe transverse, mais de nouveau sans artefacts si l'on compare l'image avec l'image (2b). Enfin les éléments en cuivre-béryllium ont été testés. Pour l'image (3a), un marqueur visible dans l'IRM a été positionné à côté du mécanisme pour le repérer plus facilement. Aucun artefact n'a de nouveau été identifié en utilisant l'image (3b) comme référence.

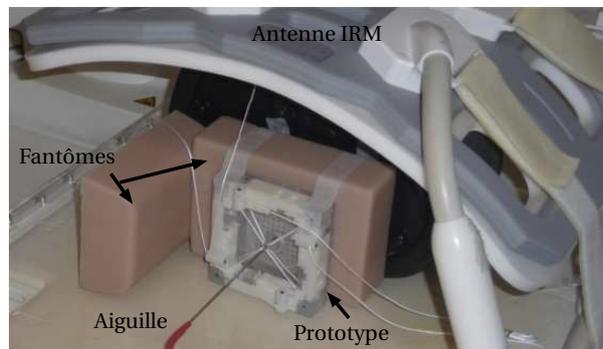


FIG. 2.45 – Placement du prototype dans le tunnel du scanner IRM

Pour évaluer le dispositif de mesure des tensions dans les câbles, un sous-ensemble correspondant à 1/4 du dispositif a été réalisé (Fig. 2.47). Après étalonnage du dispositif, le câble est tendu sur la plage de mesure pour différentes positions P_i du câble par rapport à l'élément de structure. Les tensions sont à la fois mesurées avec une cellule d'effort de référence et estimées à l'aide de la connaissance de l'angle du câble avec la structure et la mesure renvoyée par le capteur à fibre optique. La précision obtenue s'est avérée satisfaisante, avec une précision inférieure à 5 N pour la gamme de mesure de 60 N. L'exploitation de la mesure optique combinée à une structure amplificatrice de déplacement et à la construction d'un treillis est validée.

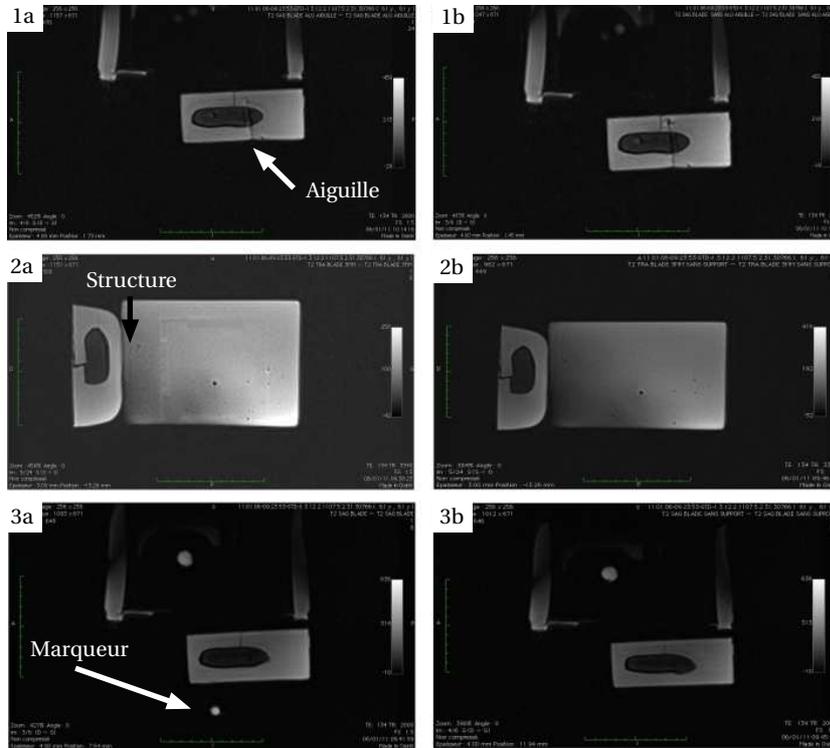


FIG. 2.46 – Evaluation de la compatibilité IRM

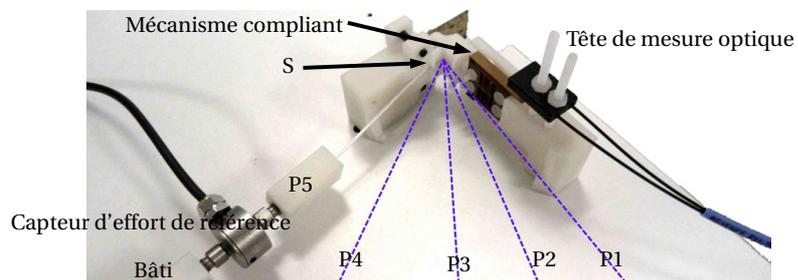


FIG. 2.47 – Banc de test construit à partir d'1/4 de la structure.

2.4.7 Résultats et Bilan

2.4.7.1 Résultats

Nous ne disposons pas sur ce projet du recul que nous avons pour les deux autres thèmes présentés précédemment. La commande est notamment en cours d'implémentation, avant de pouvoir valider l'ensemble du système. A ce stade, les résultats concernant la mesure dans le dispositif sont très encourageants, et la compatibilité avec l'IRM semble très bonne. L'approche proposée d'assistance à l'insertion à l'aide d'un mécanisme à câbles a été valorisée par un article à destination des communautés médicale et de la robotique médicale [Abdelaziz 2011b].

Dans sa conception actuelle, le système nous paraît répondre aux attentes. Bien entendu, seule l'évaluation expérimentale du dispositif nous permettra de nous avancer davantage sur ce point. La principale limitation aujourd'hui est sans doute au niveau de la mesure. Des têtes de mesure par fibre optique standard ont pour l'instant été adoptées. Le niveau de précision est satisfaisant et ceci pour un coût raisonnable, un critère que nous avons évoqué au chapitre 1. L'intégration de ces têtes de mesure reste cependant assez limitée : ces dispositifs possèdent leur propre enveloppe et contraintes d'assemblage. Un stade plus avancé de conception serait donc de travailler au niveau de la métrologie par fibre optique, en affinant l'intégration des fibres et de l'élément permettant la mesure dans la structure.

2.4.7.2 Bilan

Le travail de conception basé sur une intégration physique des constituants du système robotique nous a permis d'explorer ici des solutions non conventionnelles. Ce projet, le plus récent sur lequel nous nous sommes penchés, est aussi sans doute celui pour lequel la démarche d'intégration est la plus poussée. Les éléments de perception, d'actionnement et de structure ne sont pas ici disposés selon l'agencement usuel d'un système robotique.

Ceci n'a été possible qu'en prenant le temps de mettre en place des outils de synthèse, qui deviennent eux aussi particuliers. Une méthode de conception a été proposée dans le cas où les propriétés de la mesure sont indépendantes des propriétés de la structure [Abdelaziz 2011a] mais aussi dans le cas où l'on souhaite sélectionner simultanément la géométrie du mécanisme et les dimensions de sa structure [Abdelaziz 2010].

Le travail d'intégration n'a d'efficacité que parce qu'il est couplé au travail d'analyse de la tâche médicale pour définir les fonctionnalités pertinentes d'une assistance robotique. Ceci a ici été possible par les interactions avec le radiologue, et nous a permis de mettre en avant que les géométries de scanner peuvent permettre de réaliser une insertion manuelle en conservant un retour haptique naturel. De ce fait, l'usage du dispositif peut être considéré sans modifier drastiquement la procédure médicale, et il est possible de revenir assez facilement à une procédure manuelle. En analysant les contraintes médicales de l'insertion, il a par ailleurs été possible de réduire le besoin de positionnement, et effectuer uniquement un positionnement discret du point d'insertion. La partie active du dispositif est ainsi devenue un simple positionneur plan.

La possibilité d'intégrer la mesure d'effort réalisée localement a été envisagée dès le début de la conception. Le développement de la commande, relevant de l'intégration fonctionnelle, est un autre volet indispensable à la performance du système que nous ne décrivons cependant pas dans ce document.

Pour conclure, nous pouvons remarquer que l'amélioration envisagée de la mesure en intégrant directement les fibres dans la structure, et non en utilisant des composants standards, ne peut être abordée en considérant un assemblage conventionnel de composants : il faut aller vers une intégration lors la fabrication. Nous y reviendrons dans la prospective.

2.5 Bilan

Dans ce chapitre, trois gestes médicaux différents ont été introduits. Une même démarche a été conduite pour arriver à la conception d'un système robotique permettant d'assister le médecin ou le chirurgien dans la réalisation du geste : analyse du geste dans un premier temps, pour déterminer le type d'assistance robotique approprié, puis dans un deuxième temps travail de conception en cherchant à intégrer au mieux les éléments de structure, d'actionnement et de mesure.

Mettre en regard la présentation des projets permet d'identifier les deux résultats sans doute principaux de ce chapitre. La pertinence des dispositifs proposés repose tout d'abord de manière importante sur l'analyse du geste médical pour en déduire la nature de l'assistance robotique appropriée :

- La décomposition de la tâche de positionnement nécessaire à la SMT a permis d'envisager une stratégie de positionnement qui finalement permet d'optimiser le ratio espace balayé par le robot / espace requis par la tâche ;
- L'introduction du stabilisateur actif permet de conserver la configuration actuellement retenue pour un pontage coronarien à cœur battant avec approche minimalement invasive. Le niveau de sécurité est élevé car la partie active ne peut réaliser que de petits mouvements, n'affectant pas l'organe même en cas d'erreur de commande ;
- Le dispositif introduit pour la cryothérapie sous IRM permet de conserver un retour haptique naturel, et modifie peu la procédure actuellement employée lors d'un geste purement manuel.

L'intérêt des systèmes repose par ailleurs de manière significative sur le travail d'intégration physique dans la conception :

- L'intégration du capteur d'effort au contact de la sonde de SMT permet de mesurer directement l'effort de contact. L'architecture du dispositif permet par ailleurs de simplifier la commande : la commande du porteur est découplée de celle du poignet, et la commande en effort ne concerne qu'un seul axe ;
- L'intégration des actionneurs piezoélectriques dans la structure compliant du stabilisateur actif permet d'une part de simplifier le processus de stérilisation, l'actionneur restant en dehors du corps humain, et d'autre part nous a permis de concevoir un dispositif dont la capacité de compensation des mouvements de la zone d'intérêt est suffisant ;
- L'intégration des capteurs d'effort dans la structure du robot à câbles permet d'évaluer de manière simple la tension dans les câbles nécessaire dans ce contexte à la commande.

La confrontation des démarches de conception met par ailleurs en avant deux limitations.

Le contexte médical introduit des contraintes spécifiques. Ces contraintes ont été prises en compte lors de la recherche de l'assistance robotique appropriée, puis dans la conception du système robotique. Dans la première phase, nous ne nous sommes aujourd'hui pas encore appuyés sur une méthode. Une réflexion spécifique, en échangeant si possible avec le praticien, a fait émerger la proposition d'assistance robotique. Nous sommes très dépendants de cette phase, qui reste peu structurée. Il s'agit là d'un aspect pouvant être développé.

Durant la phase de conception, des méthodes de synthèse de l'architecture mécanique ont été utilisées ou proposées, en se centrant sur les contraintes spécifiques liées au besoin médical. Les méthodes exploitées sont restées des méthodes *ad hoc*, utilisée ou développées en fonction des contraintes du problème. Disposer d'une méthode totalement générique de synthèse / optimisation n'est peut être pas envisageable, mais la synthèse de mécanismes compliant, dont nous avons vu l'intérêt, mériterait d'être formalisée en intégrant notamment les contraintes liées au contexte médical.

Enfin, nous pouvons constater que l'intégration physique nous a poussé à considérer des agencements particuliers, comme dans le cas de l'assistant pour la cryothérapie sous IRM. Avoir une réflexion sur l'agencement de composant devant être assemblés pour former le système permet d'explorer des solutions originales. Concevoir en considérant également la fabrication des éléments remplissant les fonctions de structure, perception et actionnement de manière simultanée pourrait permettre d'élargir l'espace de solutions. Nous reviendrons sur ces différents aspects dans la prospective.

Intégration fonctionnelle

Sommaire

3.1 Introduction	67
3.2 Modélisation de capteurs d'efforts piezorésistifs	68
3.3 Prédiction du mouvement cardiaque	76
3.4 Commande d'un stabilisateur cardiaque actif	87
3.5 Conclusion	100

3.1 Introduction

Nous l'avons souligné dans le chapitre 1, la robotique médicale est marquée par l'existence d'interactions fortes entre robot et patient. La maîtrise du comportement des dispositifs introduits au chapitre précédent passe donc notamment par la prise en compte du mouvement de ces derniers, ou du moins dans le cas d'actes chirurgicaux du mouvement des organes d'intérêt.

Dans le cas de la SMT, la position de la tête du patient peut évoluer tout au long de la séance. Ces déplacements, lents et involontaires, vont solliciter la fonction de compensation de mouvement du système robotique et la commande en effort pour assurer le contact de la sonde sur la tête. Les capteurs d'effort placés sous la sonde pour mesurer l'effort de contact vont de fait subir des variations d'effort dues au mouvement du patient. Les dynamiques sont lentes, mais il nous a paru d'intérêt de caractériser le comportement dynamique des capteurs pour les comparer avant intégration. Des non linéarités significatives sont apparues, et nous nous sommes posé la question de leur identification en vue de leur compensation. C'est l'objet de la section 3.2.

Dans le cas de l'assistance robotique au pontage coronarien à cœur battant, la problématique est de rejeter la perturbation que constitue l'action du cœur sur le stabilisateur. Le mouvement cardiaque n'est pas quelconque. Nous nous sommes donc posés la question de l'inclusion de connaissance *a priori* sur ce mouvement pour optimiser les performances du stabilisateur. L'étude s'est déroulée en deux temps : tout d'abord la mise en place d'une méthode de prédiction du mouvement cardiaque pour anticiper l'évolution de la perturbation, puis la mise en place de la commande. Les performances obtenues du stabilisateur étudié, Cardiolock 1, ont alors permis de valider le cahier des charges pour la conception de Cardiolock 2 notamment sur le plan dynamique. Ces deux volets sont exposés dans les sections 3.3. et 3.4.

Abordés sous l'angle de l'intégration fonctionnelle dans le cadre d'une conception mécatronique, ces travaux traitent de problématiques allant au delà du contexte des projets. Les volets consacrés à la prédiction et à la commande ayant trait à la stabilisation active ont donc été dissociés dans le chapitre.

3.2 Modélisation de capteurs d'efforts piezorésistifs

3.2.1 Introduction

Le système robotique proposé pour la SMT repose sur la capacité à mesurer l'effort de contact entre la sonde et la tête du patient. Nous pouvons ainsi vérifier l'existence du contact, nécessaire pour l'efficacité de la stimulation, et assurer la sécurité du patient. Le capteur d'effort aurait pu être intégré en amont du poignet. La configuration retenue dès le début de la conception du dispositif est bien plus favorable : aucune compensation de gravité n'est à effectuer, ni correction du fait de l'action des câbles d'alimentation et de mesure des actionneurs du poignet ou d'alimentation de la sonde.

En analysant les technologies existantes de mesure d'effort, nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux capteurs d'effort piezorésistifs. Plusieurs technologies existent (Interlink FSR, Tekscan Flexiforce ou Peratech QTC [Maalej 1988, Maalej 1989, Bloor 2005]), et ces capteurs ont en commun leur faible coût et leur dimensions qui les rendent intéressants pour leur intégration. Il a par ailleurs été observé [Balakrishnan 2003] que certains capteurs de ce type ne sont pas sensibles à un champ magnétique. Nous nous sommes donc interrogés sur leur comportement dynamique et sur la possibilité de les utiliser pour effectuer une commande en effort. Une telle implémentation a déjà été réalisée, sans analyser cependant la dynamique du capteur [Castro 1997, Zhang 2000, Birglen 2005].

3.2.2 Etat de l'art

Les propriétés statiques de tels capteurs ont fait l'objet de plusieurs publications [Vecchi 2000, Ferguson-Pell 2000, Bachus 2006, Paredes-Madrid 2010]. L'évaluation de leur dynamique a en revanche fait l'objet de peu de travaux. Pavlovic *et al.* [Pavlovic 1993] ont évalué l'hystérésis sous chargement dynamique. Otto *et al.* [Otto 1999] ont caractérisé les capteurs Tekscan K-Scan et constaté l'existence de dérives temporelles importantes sous chargement harmonique. Une stratégie de compensation a alors été proposée, en se calquant sur des approches développées pour la compensation de non linéarités de matériaux viscoélastiques [Lakes 1999]. Une comparaison sur le plan dynamique de plusieurs capteurs (Tekscan 9811, Interlink Flexiforce et Peratech QTC) a été proposée dans [Komi 2007]. La plage d'analyse, de l'ordre d'une minute, ne permet cependant d'exploiter les résultats pour le cas de la SMT où les sessions sont plutôt de l'ordre de 20 minutes. Nous avons donc proposé de conduire dans un premier temps une caractérisation dynamique à l'aide de sollicitations harmoniques, sur des horizons temporels adaptés à notre contexte.

3.2.3 Caractérisation

3.2.3.1 Conditions d'expérimentation

Deux capteurs ont été considérés, pour des raisons de disponibilité commerciale : le capteur Tekscan Flexiforce et le capteur Interlink FSR (Fig. 3.1). Les modèles évalués (gamme d'effort, taille de surface sensible) ont été choisis en fonction des contraintes de l'application de SMT.

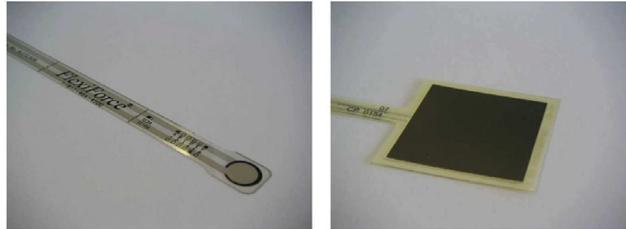


FIG. 3.1 – Capteurs Tekscan Flexiforce (à gauche) et Interlink FSR (à droite).

Le capteur Tekscan Flexiforce est basé sur l'emploi d'une encre semi-conductrice encapsulée entre deux feuilles de polyester couvertes d'un matériau conducteur. L'encre est sensible à la pression, si bien qu'une variation de résistance est observée lorsqu'un effort est appliqué sur la zone utile du capteur de forme circulaire (Fig. 3.1). La résistance décroît avec la charge. En l'intégrant dans un montage inverseur, une variation linéaire de tension doit être obtenue en fonction de l'effort appliqué [Tekscan 2009].

Le capteur FSR est construit à partir de deux réseaux entrecroisés situés sur une feuille de thermoplastique. Une feuille de polyetherimide conductrice est située en face. Un intercalaire est situé entre les 2 faces du capteur. Sous l'application d'un effort, la surface de contact augmente et une diminution de la résistance se produit. Contrairement au capteur Flexiforce, ce type de capteur n'est pas présenté comme ayant des propriétés particulières en terme de linéarité, étant initialement davantage destiné à une simple mesure de contact. Ses spécifications font tout de même mention d'une relation linéaire force/conductance [Interlink 2009].

Le banc d'essai (Fig. 3.2) est un simple mécanisme bielle-manivelle permettant à partir d'un moteur à courant continu d'imposer grâce à un ressort un effort variant de manière sinusoïdale au cours du temps. La valeur moyenne, la fréquence et l'amplitude de l'effort sont modifiables. Un capteur d'effort (ATI Nano17) permet d'obtenir une valeur de référence.

3.2.3.2 Réponses statiques et indicielles

Les capteurs présentent des propriétés relativement équivalentes en terme de linéarité de comportement, de répétabilité, d'hystérésis et de dérive temporelle. Les résultats sont par ailleurs assez proches d'autres résultats publiés [Ferguson-Pell 2000, Vecchi 2000] et [Komi 2007]. L'erreur de linéarité est tout de même meilleure (5% contre 7%) pour le capteur Flexiforce (Fig. 3.3), ce qui paraît logique étant donné l'absence de

spécification fournie pour le capteur FSR. Au contraire de capteurs comme le Tekscan K-Scan [Otto 1999], les capteurs ont par ailleurs des dérives temporelles faibles sur les intervalles temporels considérés de 20 minutes.

En utilisant le dispositif pour générer un effort proche d'un échelon temporel, le capteur Flexiforce paraît également plus intéressant que le capteur FSR (Fig. 3.4). L'établissement de la valeur finale a lieu en moins de 70 ms, un temps quasiment égal à celui du capteur de référence Nano17. Le capteur FSR atteint en revanche sa valeur finale en 210 ms. La bande passante du capteur Flexiforce semble bien plus large.

3.2.4 Réponse harmonique

Le comportement des deux capteurs s'avère drastiquement différent cependant dès qu'une sollicitation harmonique est appliquée, au désavantage du capteur Flexiforce. A une fréquence de quelques Hertz, donc dans la bande passante que l'on pourrait estimer avec la réponse indicielle, un comportement non-stationnaire apparaît avec une décroissance des maxima de la réponse des capteurs. La figure 3.5 représente des réponses caractéristiques des deux capteurs.

Pour les gammes d'effort et de fréquence qui nous intéressent dans le cadre de la SMT, les maxima de la réponse du capteur Flexiforce diminuent en moyenne de 83%, et pour le capteur FSR de 16%. Ce dernier est donc beaucoup moins sensible à ce phénomène que le capteur Flexiforce. Le phénomène est visible même dans le cas de variations harmoniques d'intensité ou fréquence faibles : la perte de signal du capteur Flexiforce est de 80% (resp. 70%) au bout de 20 minutes quand une sollicitation de 1,5 N (resp. 0.4 N) d'amplitude et seulement 0,05 Hz (resp. 0,5 Hz).

Une sollicitation harmonique affecte la réponse dynamique du capteur et modifie également ses caractéristiques statiques. Un capteur Flexiforce voit son gain augmenter en moyenne de 7% après 20 minutes d'excitation, alors que le gain du capteur FSR diminue dans les mêmes conditions de 11%. L'évolution du comportement du capteur FSR est par conséquent complexe : l'évolution du gain agit de manière antagoniste avec la diminution des maxima du signal du capteur. Le comportement peut parfois sembler erratique, avec une augmentation du signal délivré par le capteur au cours d'une excitation (Fig.3.6).

Modéliser le capteur FSR semble donc hors de portée. Une campagne d'identification a tout de même été conduite, mais les résultats sont restés très mitigés [Lebossé 2008b]. Les non linéarités sont de plus sensiblement plus faibles que pour le capteur Flexiforce. Pour ce dernier, il semble en revanche indispensable d'effectuer une compensation des non linéarités observées pour pouvoir l'utiliser dans des applications dynamiques. Nous avons donc développé une phase d'identification et un modèle de compensation [Lebossé 2011] pour tâcher d'étendre le domaine d'utilisation de ces capteurs et pouvoir finalement profiter, grâce à un travail relevant de l'intégration fonctionnelle, de capteurs très intéressants en terme d'intégration physique, et dont les caractéristiques statiques sont d'intérêt.

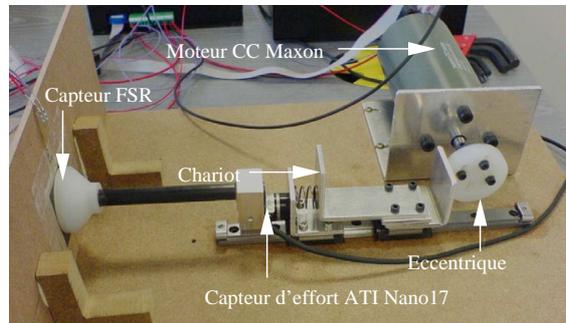
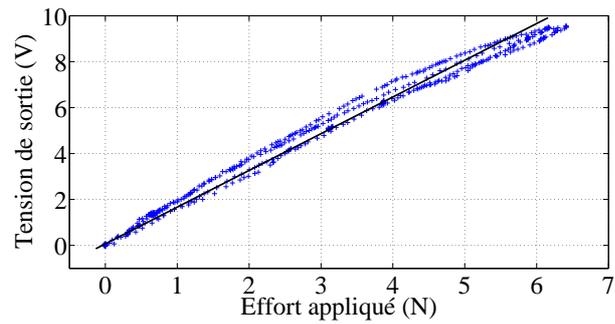
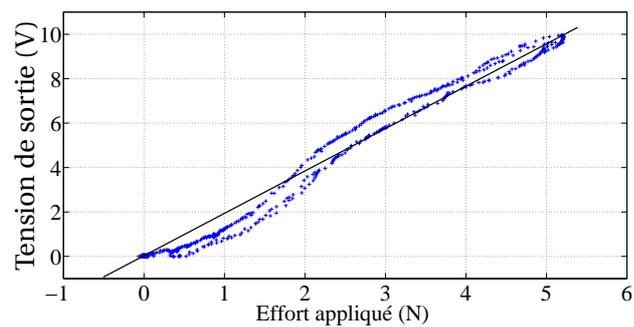


FIG. 3.2 – Banc d'essai durant l'évaluation du capteur FSR.



(a) Capteur Flexiforce



(b) Capteur FSR

FIG. 3.3 – Calibration des deux capteurs. Les caractéristiques identifiées sont représentées par des lignes continues.

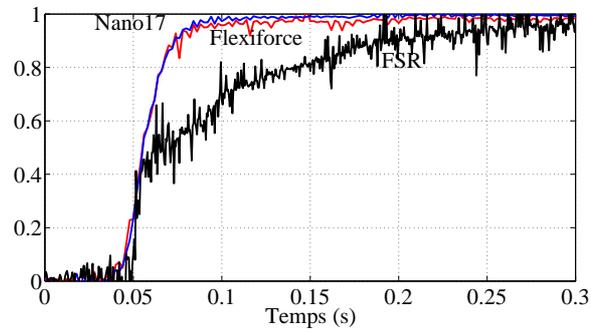
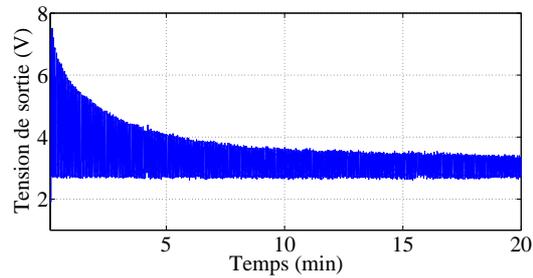
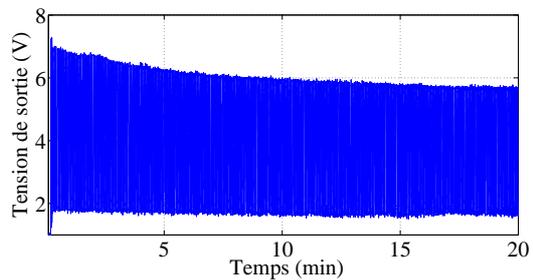


FIG. 3.4 – Comparaison des réponses indicielles des capteurs Nano17, FSR et Flexiforce. Afin de permettre leur comparaison, les réponses sont normalisées par rapport à la valeur finale de chaque signal.



(a) Capteur Flexiforce



(b) Capteur FSR

FIG. 3.5 – Réponses des capteurs à une sollicitation sinusoïdale variant entre 1,3 N et 4,4 N à une fréquence de 0,25 Hz pendant 20 minutes.

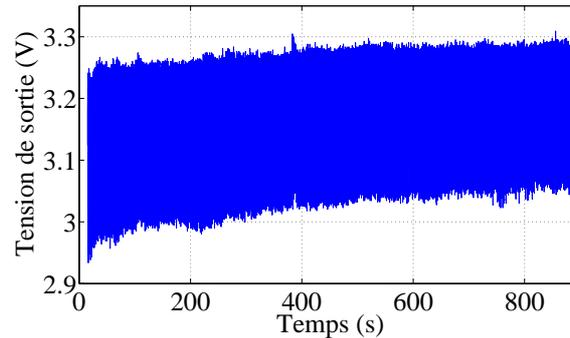


FIG. 3.6 – Evolution de la tension de sortie du capteur FSR pour une sollicitation de valeur moyenne 3,5 N, amplitude 0,4 N et fréquence 0,5 Hz.

3.2.4.1 Identification et compensation

Les observations expérimentales ont montré que les phénomènes physiques mis en jeu sont complexes. Le comportement des capteurs Flexiforce est non stationnaire, non linéaire et une identification par modèles de connaissance semble très délicate. Une identification par modèle de représentation a donc été conduite en deux temps : la réponse harmonique simple a tout d'abord été modélisée et identifiée, avant de s'intéresser au cas de sollicitations plus complexes.

Pour une sollicitation harmonique, un plan d'expériences a été conduit afin d'identifier un modèle de comportement de la décroissance exponentielle des maxima du signal. Les détails de l'identification sont décrits dans [Lebossé 2011]. Il faut retenir ici qu'un modèle simple de décroissance des maxima du signal du capteur a été employé :

$$U_{max}(t) = U_{min} + a e^{-bt} + c \quad (3.1)$$

avec $U_{max}(t)$ la courbe enveloppe décrivant la décroissance de la tension de sortie du capteur, et (a, b, c) trois paramètres décrivant cette décroissance. Les expressions de ces paramètres en fonction de la nature du signal d'excitation sont volontairement simples afin d'une part de pouvoir être exploitées dans un modèle de compensation et d'autre part d'être applicables pour tout capteur, sans identification spécifique à chaque échantillon. Les validations ont alors montré qu'il était possible de décrire la décroissance du signal avec une précision d'environ 9%.

Dans un deuxième temps, une expérimentation a été conduite pour comprendre les paramètres influents sur la décroissance du signal dans le cas d'une sollicitation quelconque. Il est apparu que la fréquence la plus basse contenue dans le signal et l'amplitude totale du signal d'excitation gouvernent la décroissance globale du signal.

La capacité à compenser effectivement les non linéarités pour réaliser une commande en effort a été évaluée en utilisant le dispositif expérimental de caractérisation. Une simple commande intégrale [Lebossé 2008b] est utilisée, en injectant dans le comparateur la valeur courante de la tension du capteur ou bien sa valeur compensée obtenue à partir du modèle de comportement identifié. Sans compensation, l'atténuation

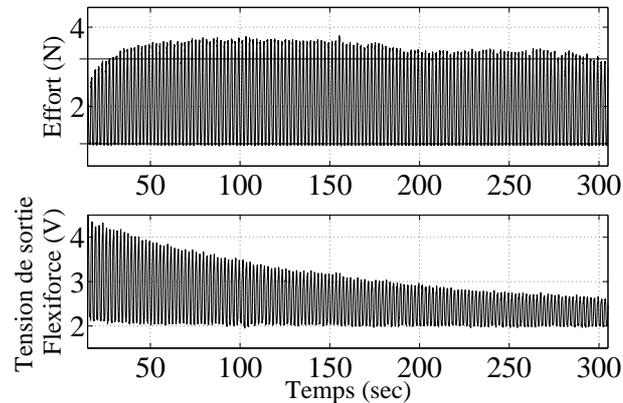


FIG. 3.7 – Effort mesuré avec le capteur Nano17 de référence et tension de sortie du capteur Flexiforce pendant la commande en effort avec compensation. Les minima et maxima de la référence sont représentés par les lignes horizontales.

du signal est si marquée que l'expérience ne peut durer plus de 3 minutes : la commande essaye de compenser l'erreur qui apparaît du fait de l'atténuation du signal renvoyé par le capteur. La plage de variation de l'effort que le système bielle-manivelle peut générer est cependant bornée, et l'on atteint rapidement la valeur maximale. L'utilisation du modèle de compensation permet en revanche de réaliser l'expérience sur un horizon de 20 minutes comme prévu. Les erreurs commises sur les minima et maxima sont respectivement de 4,5% et 7,5% (Fig. 3.7).

3.2.5 Discussion et conclusion

Sur l'ensemble des expérimentations réalisées, les maxima du signal de sortie d'un capteur Flexiforce ont pu être décrits avec une précision de 15%. Ce niveau de précision est très proche des erreurs commises en utilisant un capteur FSR sans compensation. En d'autres termes, la précision du capteur Flexiforce avec compensation est devenue du même ordre que celle du capteur FSR.

Le comportement des capteurs Flexiforce reste cependant marqué par deux phénomènes pouvant dégrader l'efficacité de la compensation proposée. En premier lieu, la sollicitation dynamique du capteur affecte ses propriétés, et un intervalle de deux heures environ est nécessaire pour qu'il recouvre ses propriétés initiales. La précision du modèle du capteur est donc diminuée après une phase de sollicitation. En deuxième lieu, des discontinuités dans la sollicitation du capteur provoquent un regain de la tension de sortie avant finalement un retour à la courbe de décroissance initiée au préalable (Fig. 3.8). Ce type de phase transitoire affecte la précision de la compensation.

Cette analyse, si elle est réalisée en ayant en tête le contexte de la SMT, est transversale et d'intérêt pour d'autres applications dans le domaine de la robotique médicale [Dombre 2003] ou bien aussi de la robotique industrielle [Pires 2009] et de ser-

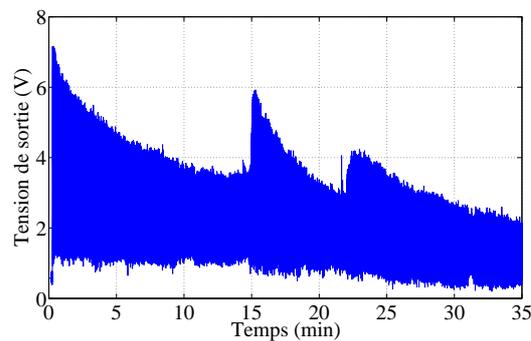


FIG. 3.8 – Tension de sortie d'un capteur Flexiforce sous sollicitation harmonique à des fréquences successivement égales à 0,5 Hz, 2 Hz et 3 Hz.

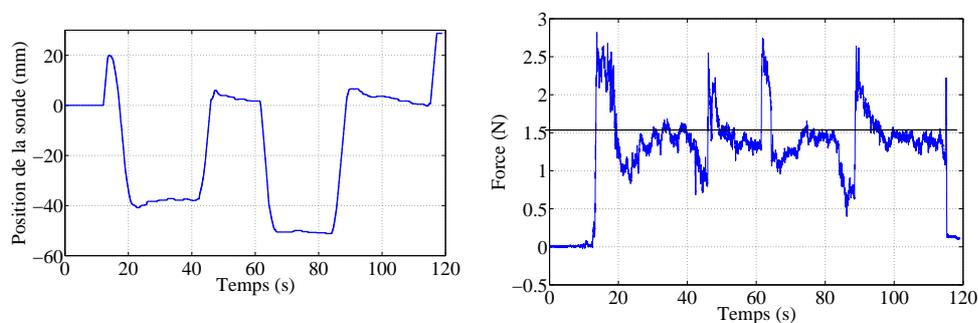


FIG. 3.9 – Commande en effort de la sonde de SMT. A gauche, la position de la sonde, déplacée en exerçant un effort sur sa surface. A droite, effort enregistré avec le capteur de référence.

vice [Hoshino 2005], domaines dans lesquels les interactions robot/humain doivent pouvoir être prises en compte notamment par la mesure d'effort. Les capteurs évalués ont des domaines d'application sensiblement différents dans ces contextes d'après les résultats obtenus.

Les capteurs Flexiforce présentent un meilleur comportement statique et un meilleur temps de réponse. Ils semblent donc essentiellement destinés aux applications quasi-statiques, *e.g.* quand un contact doit être maintenu entre un système robotique et un élément fixe. Ils peuvent être également exploités pour des sollicitations dynamiques si aucune discontinuité de contact n'est attendue : le modèle de compensation permet alors en l'intégrant dans la commande de pallier la non linéarité de leur comportement. Nous sommes dans le cas typique où l'intégration fonctionnelle permet d'explorer de nouvelles solutions. Ces capteurs peuvent ainsi être d'intérêt pour des applications de biomécanique, en évaluant des efforts de contact dans les liaisons d'une prothèse par exemple, ou la compensation d'un mouvement respiratoire.

Dans les autres cas de figure, le capteur FSR semble le meilleur choix. Pour la SMT,

des discontinuités de contact sont prévisibles : la sonde est mise au contact pour chaque point de stimulation, les déplacements entre deux points de stimulation étant effectués en s'écartant de la tête. Nous avons choisi en conséquence des capteurs FSR. L'implémentation de la commande en effort permet d'obtenir des courbes de régulation du type représenté en Fig. 3.9. Sur cet exemple, seule la commande de la liaison prismatique est réalisée. L'effort est appliqué manuellement sur la sonde à l'aide d'un capteur d'effort de référence.

3.3 Prédiction du mouvement cardiaque

3.3.1 Introduction

La proposition d'un stabilisateur actif a reposé sur l'association de mécanismes compliant et d'un actionnement piezoélectrique, et également sur la capacité à commander le dispositif à partir d'une mesure extéroceptive de la position de la zone du coeur à stabiliser.

Le suivi dans l'image du site de l'anastomose sur la surface cardiaque est une tâche délicate, du fait notamment de la faible structure des tissus et des occlusions provoquées par le passage des instruments de chirurgie. Nous ne développons pas ici ce point, abordé dans la littérature avec des résultats prometteurs [Ortmaier 2002, Richa 2010] et sur lequel nous avons travaillé en collaboration avec l'université de Tohoku [Bachta 2010]. Nous avons simplifié la tâche de mise en place de la commande en installant un marqueur visuel sur l'extrémité du stabilisateur.

Durant le fonctionnement de ce dernier, il s'agit de rejeter la perturbation cardiaque agissant sur les doigts de stabilisation. La perturbation n'est pas quelconque : les propriétés de périodicité du mouvement libre de la surface libre cardiaque ont ainsi été largement étudiées [Thakral 2001, Ginhoux 2005, Shechter 2006, Bebek 2007]. Il peut donc par conséquent être d'intérêt d'inclure des informations concernant la perturbation dans la commande. C'est ce qui a été réalisé dans les approches de synchronisation active pour la chirurgie à coeur battant, en s'intéressant à la commande prédictive : le principe est alors d'injecter dans la commande une prédiction du mouvement cardiaque afin de pallier la bande passante limitée du système mécanique. Une telle approche paraît également pertinente dans notre contexte : la bande passante du dispositif est en effet limitée par l'inertie et la flexibilité de la tige à mettre en mouvement.

Pour évaluer l'efficacité d'une commande prédictive, il faut d'abord mettre en place une prédiction de la perturbation. Nous avons procédé en deux temps. Dans un premier temps, nous nous sommes attachés à l'élaboration d'une prédiction du mouvement de la surface cardiaque lorsqu'elle est contrainte par le stabilisateur. L'élaboration d'une estimation de la perturbation à partir de la prédiction, réalisée dans un deuxième temps, est exposée en section 3.4.

La prédiction doit être à la fois précise, adaptée à un calcul en ligne durant la commande, et de mise en place simple dans des conditions *in vivo*. Dans la littérature, seule la prédiction du mouvement libre de la surface cardiaque a été abordée. Nous avons également considéré ce cas de figure, afin de comparer les performances de différentes

méthodes de prédiction, et puisqu'il est également intéressant de pouvoir améliorer les performances des méthodes de prédiction pour un schéma de synchronisation active. Le cas du mouvement d'un coeur contraint par un stabilisateur est traité en exploitant des données *in vivo* recueillies par expérimentation sur cochon en utilisant un stabilisateur passif développé spécifiquement (voir section 2.3.5.1.).

3.3.2 Etat de l'art

3.3.2.1 Le mouvement cardiaque

Le mouvement libre de la surface cardiaque est considéré composé de deux composantes périodiques [Thakral 2001, Ginhoux 2005, Shechter 2006, Bebek 2007] (Fig. 3.10). La composante lente est due à la respiration, contrôlée par un respirateur durant une intervention chirurgicale, et la composante rapide résulte du battement cardiaque. Nous noterons dans la suite \mathcal{M}_c la composante cardiaque et \mathcal{M}_r la composante respiratoire. Le mouvement du cœur est généralement décrit comme étant l'addition de ces deux mouvements :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_c(k) + \mathcal{M}_r(k) \quad (3.2)$$

Les mêmes propriétés peuvent être relevées dans le mouvement de la surface du cœur contraint par un stabilisateur : les fréquences cardiaque et respiratoire sont facilement identifiables dans le déplacement de la surface cardiaque contrainte par le stabilisateur (Fig. 3.11).

3.3.2.2 Analyse des méthodes existantes de prédiction

Nous avons proposé dans [Bachta 2009] une analyse détaillée des différentes méthodes proposées dans la littérature. La description faite ici est plus synthétique, pour positionner notre proposition en nous focalisant plutôt sur la modélisation du mouvement que sur les méthodes d'estimation des paramètres.

Prédiction sans modèle La majorité des méthodes proposées s'appuie sur un modèle du mouvement cardiaque pour déterminer le déplacement de la surface cardiaque à partir de mesures antérieures. A l'opposé, dans [Ortmaier 2005], une prédiction sans modèle est introduite. Elle est basée sur l'enregistrement à chaque instant de mesure k d'un vecteur \mathbf{M}_k composé d'un ensemble de p mesures antérieures du mouvement cardiaque espacées de h échantillons :

$$\mathbf{M}_k = [\mathcal{M}(k) \mathcal{M}(k-h) \dots \mathcal{M}(k-(p-1)h)] \quad (3.3)$$

La prédiction à l'instant $k+n$ est réalisée en recherchant le vecteur $\mathbf{M}_{k'}$ passé qui présente le plus de similarités avec le vecteur courant \mathbf{M}_k . La prédiction $\hat{\mathcal{M}}(k+n)$ peut alors être obtenue par :

$$\hat{\mathcal{M}}(k+n) = \mathcal{M}(k'+n) \quad (3.4)$$

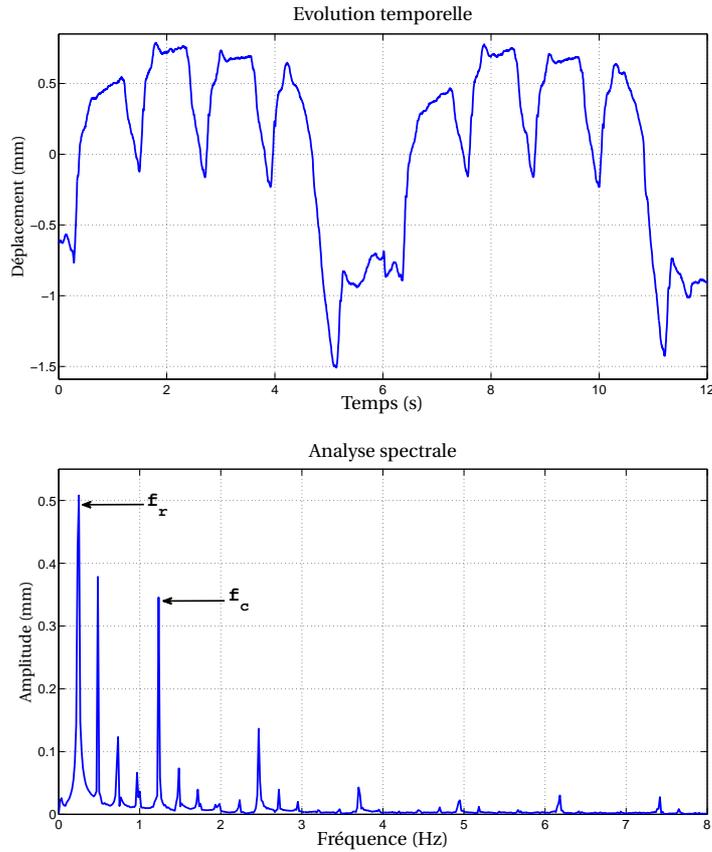


FIG. 3.10 – Mouvement cardiaque libre enregistré sur cochon.

Les méthodes de prédiction utilisant un modèle du mouvement cardiaque sont basées sur une formulation dans le domaine temporel ou fréquentiel. Les différentes contributions dans la littérature se distinguent par ailleurs par le type de connaissance *a priori* sur le mouvement cardiaque utilisé.

Modèles fréquentiels Dans [Thakral 2001, Ginhoux 2005], les mouvements cardiaque et respiratoire sont exprimés à l'aide d'une décomposition en série de Fourier tronquée pour tenir compte de la fréquence principale de chaque mouvement. Les fréquences peuvent être en effet facilement déterminées en ligne en utilisant un électrocardiogramme (ECG) et des mesures de débit en sortie du respirateur.

En notant respectivement f_c et f_r les fréquences cardiaque et respiratoire, ϕ_c et ϕ_r les phases associées et T_s la période d'échantillonnage, on a à chaque échantillon k :

$$\begin{cases} \phi_c(k) = \phi_c(k-1) + 2\pi f_c T_s \\ \phi_r(k) = \phi_r(k-1) + 2\pi f_r T_s \end{cases} \quad (3.5)$$

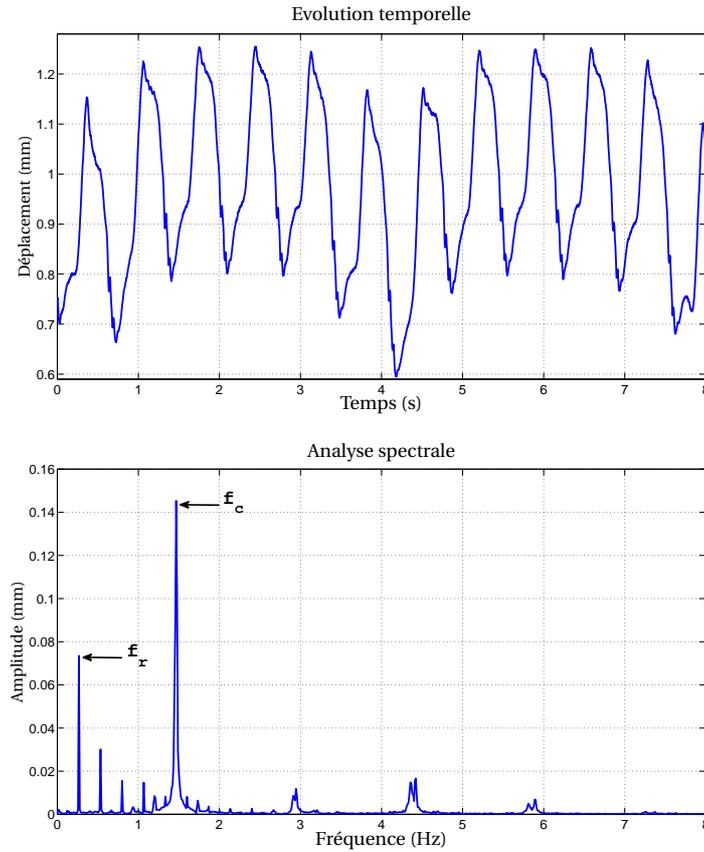


FIG. 3.11 – Mouvement cardiaque mesuré après mise en place d'un stabilisateur cardiaque passif.

et les composantes respiratoire et cardiaque s'écrivent alors

$$\mathcal{M}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(a_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + b_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (3.6)$$

et

$$\mathcal{M}_c(k) = \sum_{i=1}^{n_c} \left(c_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + d_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \quad (3.7)$$

où n_r et n_c sont respectivement les nombres significatifs d'harmoniques respiratoires et cardiaques et a_{ri} , b_{ri} , c_{ci} et d_{ci} les coefficients de Fourier.

Une telle écriture permet de faire l'identification en ligne de manière simple des paramètres. Comme introduit dans [Thakral 2001], le jeu de paramètres décrivant chaque composante du mouvement peut être estimé par un algorithme de type Fourier Linear Combiner (FLC). Si la fréquence f d'un signal périodique \mathcal{S} est connue, le FLC permet l'estimation des coefficients de Fourier. Supposons que les n premières harmoniques

sont prises en compte, le signal peut être écrit de la façon suivante :

$$\mathcal{S}(k) = \sum_{i=1}^n \left(a_i \sin(i\phi(k)) + b_i \cos(i\phi(k)) \right) \quad (3.8)$$

avec $\phi(k)$ la phase du signal.

Notons \mathbf{W} le vecteur comprenant les coefficients de Fourier qui doivent être estimés :

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} a_i \\ b_i \end{bmatrix}_{i=1\dots n} \quad (3.9)$$

et le régresseur connu :

$$\Phi(k) = \begin{bmatrix} \sin(i\phi(k)) \\ \cos(i\phi(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n} \quad (3.10)$$

\mathbf{W} peut être adapté à chaque pas d'échantillonnage en utilisant les équations suivantes [Riviere 1998] :

$$\begin{aligned} \varepsilon(k) &= S(k) - \Phi^T(k)\mathbf{W}(k) \\ \mathbf{W}(k+1) &= \mathbf{W}(k) + 2\mu_1\Phi(k)\varepsilon(k) \end{aligned} \quad (3.11)$$

où μ_1 est un gain d'adaptation.

La prédiction du signal \mathcal{S} peut être calculée de manière simple :

$$\hat{\mathcal{S}}(k+n) = \Phi^T(k+n)\mathbf{W}(k) \quad (3.12)$$

Le FLC a été modifié dans [Thakral 2001] pour permettre également d'estimer en ligne la fréquence du signal périodique. Il est alors utilisé en deux temps : pour estimer tout d'abord la composante respiratoire du signal, puis à partir de l'erreur résultante la composante cardiaque. Dans [Ginhoux 2005] la composante respiratoire est estimée par filtrage adaptatif, avant d'employer le FLC pour estimer la composante cardiaque. Nous n'entrons pas davantage dans les différences, comme nous nous focalisons ici sur la modélisation du mouvement cardiaque.

Modèles temporels Dans [Franke 2007], la prédiction de la composante cardiaque du mouvement est réalisée en s'appuyant un modèle autorégressif, donc sans connaissance *a priori*. La composante cardiaque est écrite sous la forme :

$$\mathcal{M}_c(k) = \sum_{i=1}^p w_i \mathcal{M}_c(k-i) + \mathcal{N}(k) \quad (3.13)$$

avec \mathcal{N} un bruit blanc.

La décomposition du mouvement en deux composantes respiratoire et cardiaque est utilisée par [Bebek 2007]. Dans [Cuvillon 2005], le mouvement cardiaque est également décrit dans une représentation temporelle. Cette dernière représentation est particulièrement intéressante car elle intègre un couplage entre mouvements cardiaque et respiratoire que l'on constate expérimentalement : la composante cardiaque est modulée par la composante respiratoire. Ce couplage est visible dans le domaine fréquentiel si l'on zoome sur les analyses spectrales du mouvement cardiaque représenté en

figure 3.10. Sur la figure 3.12 on peut observer des pics à des fréquences correspondant à ceux que l'on obtient quand l'on représente le contenu fréquentiel d'une modulation d'amplitude utilisant deux signaux périodiques de fréquences f_c et f_r . La fréquence de la porteuse correspond à la fréquence du battement cardiaque et la fréquence de la modulation correspond à celle de la composante respiratoire. Les mêmes observations peuvent être faites à partir de la figure 3.13 correspondant au cas de la surface cardiaque contrainte par le stabilisateur.

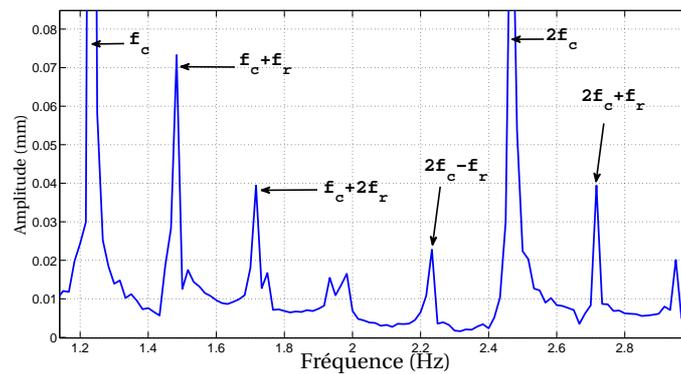


FIG. 3.12 – Zoom sur l'analyse spectrale du mouvement cardiaque représenté en figure 3.10.

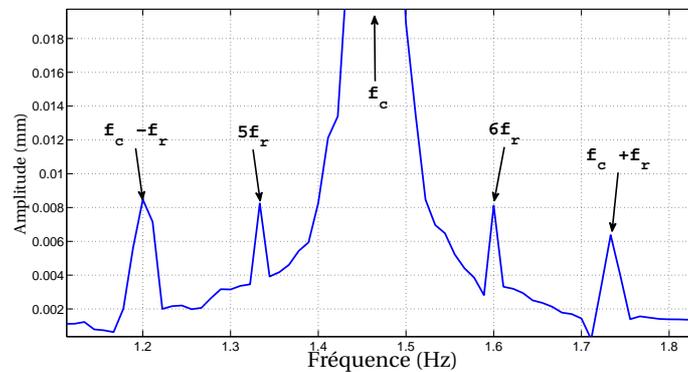


FIG. 3.13 – Zoom sur l'analyse spectrale du mouvement cardiaque représenté en figure 3.11.

La méthode développée dans [Cuvillon 2005] est cependant relativement lourde à mettre en oeuvre. Une séparation des composantes respiratoire et cardiaque doit tout d'abord être réalisée par une technique de "gating" à l'aide de l'ECG. La phase de contraction des ventricules du cœur correspond à leur dépolarisation. Cette phase se traduit dans l'ECG par le complexe QRS, un élément facilement détectable. L'idée est alors d'observer la position du cœur à chaque cycle, une demi-période après le com-

plexe QRS. A cet instant, le cœur est quasiment au repos et l'on observe donc presque uniquement la présence du mouvement respiratoire. L'évaluation du mouvement respiratoire à différents instants permet ensuite sa reconstruction par interpolation pour finalement accéder par différence à la composante cardiaque. La composante cardiaque est ensuite modélisée comme la réponse d'un filtre à impulsion finie sollicité par l'impulsion que constitue le complexe QRS. Le mouvement cardiaque à l'échantillon k peut alors être écrit comme un produit de convolution :

$$\mathcal{M}_c(k) = l(k) * \text{QRS}(k) \quad (3.14)$$

avec $l(i)$, $i = 1 \dots T_c$ les coefficients du filtre à impulsion finie.

Les auteurs incluent la modulation de la composante cardiaque par la respiration en considérant que les coefficients du filtre sont linéairement dépendants du volume des poumons, qui peut être estimé à partir de débitmètres installés en série avec le respirateur.

3.3.3 Méthode proposée

L'approche fréquentielle permet, par le biais du FLC, une estimation assez simple des paramètres du modèle. Il est cependant intéressant d'intégrer dans la connaissance *a priori* la modulation du mouvement cardiaque par le mouvement respiratoire observée par [Cuvillon 2005]. C'est l'idée principale de la méthode développée. Dans le domaine fréquentiel, la modulation de la composante cardiaque par la composante respiratoire peut s'écrire sous la forme :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_r(k) + \mathcal{C}_c(k)(1 + \mathcal{C}_r(k)) \quad (3.15)$$

avec \mathcal{M}_r la composante respiratoire qui s'exprime par :

$$\mathcal{M}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(a_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + b_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (3.16)$$

\mathcal{C}_c est la porteuse, représentant la fréquence fondamentale du battement cardiaque. Sa décomposition en série de Fourier peut s'écrire :

$$\mathcal{C}_c(k) = \sum_{i=1}^{n_c} \left(e_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + f_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \quad (3.17)$$

avec n_c le nombre d'harmoniques cardiaques, e_{ci} et f_{ci} les coefficients de Fourier.

$\mathcal{C}_r(k)$ est le signal modulant, exprimé par :

$$\mathcal{C}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(g_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + h_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (3.18)$$

avec n_r le nombre d'harmoniques respiratoires, g_{ri} et h_{ri} les coefficients de Fourier.

En observant les données expérimentales, nous avons constaté que le nombre d'harmoniques significatives du signal modulant est moindre que celui de la composante respiratoire, et que seules les premières harmoniques de la porteuse sont modulées. En conséquence on écrit plutôt $\mathcal{C}_r(k)$ comme :

$$\mathcal{C}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_{r1}} \left(g_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + h_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (3.19)$$

avec $n_{r1} \leq n_r$ le nombre d'harmoniques du signal modulant.

Le modèle de mouvement cardiaque devient finalement [Bachta 2008a] :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_r(k) + \underbrace{\mathcal{C}_c(k) + \mathcal{C}_{c1}(k)\mathcal{C}_r(k)}_{\mathcal{M}_c(k)} \quad (3.20)$$

\mathcal{C}_c contient les harmoniques significatives du battement cardiaque alors que \mathcal{C}_{c1} n'englobe que les n_{c1} premières harmoniques modulées.

La composante cardiaque du mouvement peut donc être développée comme suit :

$$\begin{aligned} \mathcal{M}_c &= \sum_{i=1}^{n_c} \left(e_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + f_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \\ &+ \sum_{i=1}^{n_{c1}} \sum_{j=1}^{n_{r1}} \underbrace{\left(\frac{1}{2}(e_{ci}g_{rj} + f_{ci}h_{rj}) \cos(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \right)}_{q_{ij}} \\ &+ \frac{1}{2} \underbrace{(f_{ci}h_{rj} - e_{ci}g_{ri})}_{r_{ij}} \cos(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \\ &+ \frac{1}{2} \underbrace{(e_{ci}h_{rj} - g_{rj}f_{ci})}_{t_{ij}} \sin(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) + \frac{1}{2} \underbrace{(e_{ci}h_{rj} + f_{ci}g_{rj})}_{v_{ij}} \sin(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \end{aligned} \quad (3.21)$$

En remplaçant tous les produits de termes e_{ci} , f_{ci} , g_{ri} et h_{ri} par de nouveaux termes, nous pouvons conserver une forme linéaire par rapport aux paramètres. En utilisant cette re-paramétrisation et l'équation (3.15), nous pouvons écrire :

$$\mathcal{M}(k) = \Phi^T(k)\mathbf{W}(k) \quad (3.22)$$

avec

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{ri} \\ b_{ri} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_r} \\ \begin{bmatrix} e_{ci} \\ f_{ci} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_c} \\ q_{ij} \\ r_{ij} \\ t_{ij} \\ v_{ij} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_{c1}, j=1\dots n_{r1}}, \quad \Phi(k) = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin(i\phi_r(k)) \\ \cos(i\phi_r(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_r} \\ \begin{bmatrix} \sin(i\phi_c(k)) \\ \cos(i\phi_c(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_c} \\ \begin{bmatrix} \cos(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \\ \cos(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \\ \sin(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \\ \sin(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_{c1}, j=1\dots n_{r1}} \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

Avec l'équation (3.22), le vecteur de paramètres peut être mis à jour à chaque instant par un algorithme de type moindres carrés récurrents avec facteur d'oubli. La prédiction à l'instant $k + n$ peut alors être calculée par :

$$\hat{\mathcal{M}}(k + n) = \Phi^T(k + n) \mathbf{W}(k) \quad (3.24)$$

3.3.4 Evaluation de l'efficacité de la prédiction

3.3.4.1 Protocole d'évaluation

La méthode proposée, dénommée dans la suite MA (modulation d'amplitude) a été confrontée à quatre autres méthodes :

- méthode sans modèle (SM), développée par [Ortmaier 2005]) (section 3.3.2.2)
- méthode basée sur un modèle autorégressif pour décrire la composante cardiaque (AR), [Franke 2007]
- méthode basée sur un modèle linéaire à paramètres variants (LPV), [Cuvillon 2005]
- méthode basée sur un modèle FLC [Bebek 2007].

L'implémentation de ces différentes méthodes et le choix des paramètres de réglage sont détaillés dans [Bachta 2009]. Les préconisations faites par les auteurs ont été suivies en cherchant dans chaque cas à obtenir les meilleures performances possibles de prédiction.

Les données expérimentales recueillies lors d'expérimentations sur cochon ont permis de disposer de mesures de déplacement dans trois directions pour le cas du mouvement libre de la surface cardiaque, et deux directions (la troisième ne présentant pas de déplacement significatif) dans le cas du cœur stabilisé. Dans [Franke 2007], toutes les composantes du déplacement sont prédites simultanément. Une telle recherche doit *a priori* bénéficier à toutes les méthodes, et la comparaison n'a ici été faite qu'en travaillant avec une direction de déplacement à la fois.

Lorsque des paramètres doivent être estimés, une méthode de type moindres carrés récurrents avec facteur d'oubli est employée [Goodwin 1984]. Notons enfin que le modèle AR introduit dans [Franke 2008] nécessite au préalable la détermination de la composante respiratoire. Dans l'évaluation, nous utilisons la méthode FLC pour faire cette estimation.

3.3.4.2 Résultats

La prédiction est réalisée à une période cardiaque. Les valeurs RMS des erreurs de prédiction sont indiquées dans le tableau 3.3.4.2. Ces erreurs sont calculées sur un intervalle de 5 périodes respiratoires, après avoir réalisé la prédiction pendant 10 cycles respiratoires. Les figures 3.14 et 3.15 représentent les courbes de prédiction durant une période respiratoire dans le cas du mouvement du cœur contraint. La méthode AR est représentée sur une figure séparée comme elle ne gère que la composante cardiaque.

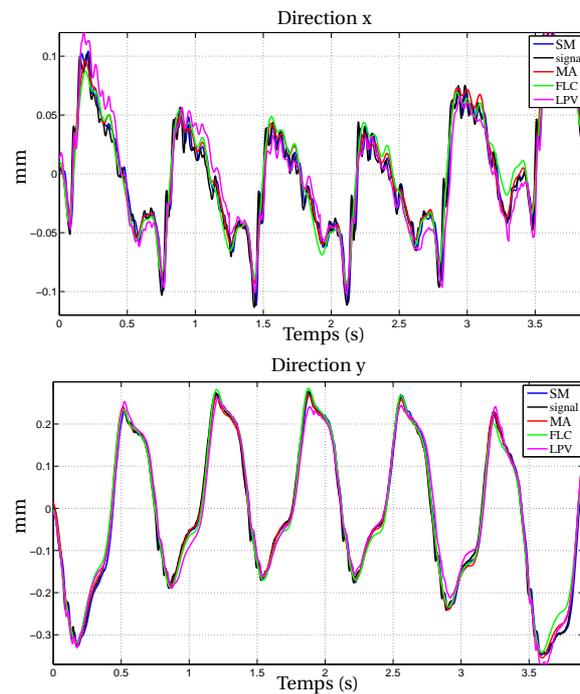


FIG. 3.14 – Prédiction à une période cardiaque du mouvement du cœur contraint.

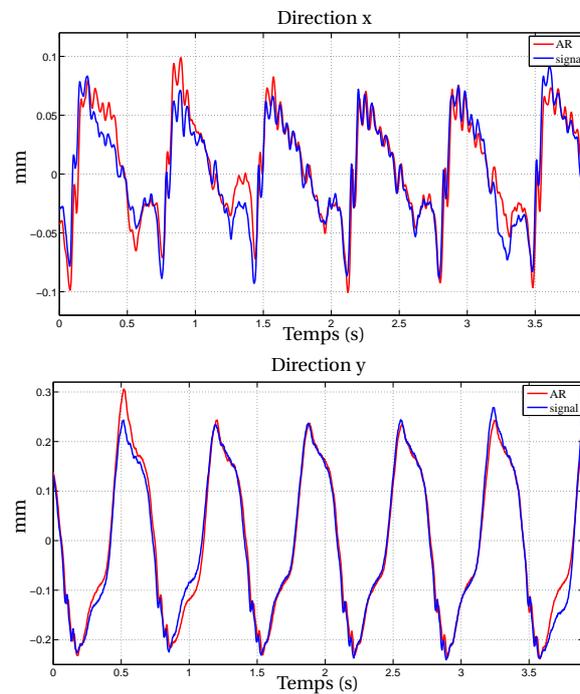


FIG. 3.15 – Prédiction à une période cardiaque du mouvement du cœur contraint pour la méthode AR : seule la composante cardiaque est représentée.

RMS(μm)	FLC	AR	LPV	MF	AM
Cœur libre					
Direction x	107	118	73	82	65
Direction y	125	148	94	59	76
Direction z	653	739	682	705	617
Cœur contraint					
Direction x	12	15	16	10	10
Direction y	18	21	25	16	13

TAB. 3.1 – Valeurs RMS des erreurs de prédiction à une période cardiaque. Les meilleurs performances sont indiquées en gras.

3.3.4.3 Discussion

La méthode introduite présente des performances très intéressantes. Ceci peut s'expliquer d'une part par la prise en compte du couplage des composantes respiratoire et cardiaque dans le modèle identifié. Les résultats obtenus avec la méthode MA sont sensiblement meilleurs qu'avec la méthode FLC utilisant pourtant également une décomposition du mouvement dans le domaine fréquentiel. L'autre facteur principal d'efficacité est le choix d'une représentation fréquentielle. La méthode MA est significativement plus efficace que la méthode LPV dans le contexte qui nous intéresse du mouvement de cœur contraint. La méthode LPV est mise en défaut au niveau de l'extraction de la composante cardiaque par l'amplitude du mouvement, plus faible que dans le cas du mouvement libre de cœur.

La méthode de modulation d'amplitude est par ailleurs intéressante en terme d'implémentation. L'analyse spectrale du mouvement à prédire permet de choisir simplement les paramètres du modèle de mouvement. Nous pouvons envisager un réglage automatisé de la méthode de sorte à pouvoir l'exploiter sans intervention manuelle, dans le cas d'un dispositif abouti et confié au praticien.

A ce stade, les performances de la méthode pourraient peut-être être encore améliorées si le paramétrage du mouvement n'était pas modifié comme en (3.21). Le prix à payer serait alors l'augmentation de la complexité de l'estimation des paramètres, qu'il faudrait analyser plus avant. Un autre point de développement serait la prise en compte des variations de fréquence cardiaque au cours de l'acte chirurgical. Une mesure de cette fréquence peut être exploitée pour adapter les paramètres du modèle, grâce à l'algorithme employé de moindres carrés récursifs avec facteur d'oubli. Le niveau de performances atteint reste à évaluer.

3.3.5 Conclusion

En cherchant à aborder le problème de la synthèse d'un stabilisateur actif sous l'angle de l'intégration physique et simultanément de l'intégration fonctionnelle, nous sommes arrivés ici à nous poser la question du choix d'une méthode de prédiction adaptée à notre contexte en vue de la commande. Les performances de la méthode de pré-

diction proposée nous ont permis de nous tourner ensuite vers la commande du stabilisateur, comme présenté en section suivante, en cherchant d'une part à évaluer le niveau de performances de la stabilisation et d'autre part les dynamiques nécessaires au niveau du stabilisateur pour la conception.

Il est ici intéressant de noter que l'efficacité de la méthode proposée provient de l'approche employée d'intégration, similaire à celle du chapitre 2. Le travail d'intégration physique s'est avéré efficace car il a été réalisé en y associant une réflexion sur le lien entre le geste, relevant du domaine médical, et l'assistance robotique. Dans le cas présent, l'efficacité de la méthode de prédiction vient du lien établi entre une analyse fine des données *in vivo*, propres au contexte médical, et la technique de modélisation, ici avec une représentation fréquentielle.

3.4 Commande d'un stabilisateur cardiaque actif

3.4.1 Introduction

Le travail d'intégration réalisé pour proposer un stabilisateur actif pour le pontage coronarien a compris deux volets. Le volet concernant l'intégration physique a été présenté au chapitre 2.2. Il ne peut assurer à lui seul de l'efficacité du dispositif, et le problème de sa commande a été abordé en se focalisant sur le dispositif Cardiolock 1. La commande de ce système est représentative de la tâche de rejet de la perturbation cardiaque à mettre en place, ce qui nous a permis d'une part de valider le niveau de performances atteignable avec une approche de stabilisation active et d'autre part d'affiner le cahier des charges pour la conception de Cardiolock 2.

La commande d'un stabilisateur actif présente deux particularités. D'une part nous pouvons disposer de connaissances *a priori* sur la perturbation qui s'exerce sur lui. Les inclure dans la commande peut potentiellement améliorer le comportement du système, au prix cependant d'une moindre robustesse en performances à un changement des conditions *in vivo*. Le transfert entre le déplacement de l'actionneur et la position de l'extrémité du stabilisateur va par ailleurs être affecté à la fois par le porteur sur lequel le stabilisateur est monté et le cœur avec lequel il est lié après sa mise en place. Les variations du transfert qui vont en résulter, que par abus de langage nous désignerons comme des variations de comportement du stabilisateur, peuvent détériorer les performances voire remettre en cause la stabilité du système bouclé.

Nous avons déjà introduit en section 3.2. des éléments concernant le mouvement cardiaque à l'origine de la perturbation, sa modélisation et la possibilité de prédire ce mouvement. Pour poser le problème de la commande du stabilisateur, nous revenons sur le deuxième aspect, la variation de comportement du stabilisateur engendrée par son installation et son lien avec le cœur.

3.4.2 Variation de comportement

Le stabilisateur ne peut être considéré fixé de manière parfaitement rigide sur la table d'opération. Il est porté par une structure passive pour le positionner, qui va né-

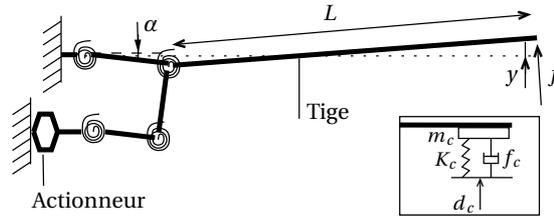


FIG. 3.16 – Modélisation PRBM du stabilisateur. L’encadré en bas à droite représente le modèle du cœur introduit pour analyser l’interaction avec le stabilisateur.

cessairement introduire des flexibilités modifiant le transfert entre l’actionneur et l’extrémité du stabilisateur. La modification va dépendre de la configuration d’installation : la structure passive n’aura pas les mêmes propriétés mécaniques pour toute position et orientation du stabilisateur. Le cœur, localement lié par les doigts de stabilisation, va également avoir une influence. Ses propriétés mécaniques varient au cours du cycle cardiaque, et selon le lieu de stabilisation sur le cœur. Une campagne de caractérisation a été conduite pour quantifier ces variations.

3.4.2.1 Modèle nominal du système

Considérons dans un premier temps le stabilisateur seul. L’actionneur piezoélectrique intégré est contrôlé par une boucle locale d’asservissement de position utilisant une jauge de déformation. Sa bande passante excède 500 Hz, aussi pouvons-nous considérer que sa position courante est égale à la référence de position envoyée à l’actionneur. L’entrée du système est la rotation α (Fig. 3.16) imposée par l’actionneur, et la sortie correspond au déplacement y de l’extrémité de la tige du stabilisateur. Leurs transformées de Laplace respectives sont notées $\alpha(s)$ et $Y(s)$. Une identification fréquentielle a montré que le dispositif peut être décrit par un modèle du deuxième ordre dans une bande de fréquences incluant sa première résonance :

$$Y(s) = \frac{K}{1 + 2\frac{\xi}{\omega_n}s + \frac{1}{\omega_n^2}s^2} \alpha(s) \quad (3.25)$$

avec $K = 0,321$ m, le coefficient d’amortissement $\xi = 0,014$ et la pulsation naturelle $\omega_n = 369,1$ rad/s.

3.4.2.2 Influence du porteur

Le porteur sur lequel le stabilisateur est fixé doit permettre une plage de réglage de la position de ce dernier assez large, afin de permettre d’accéder aux différents sites possibles de stabilisation. Le porteur ne pouvant par ailleurs être excessivement encombrant pour ne pas perturber le dispositif chirurgical existant, l’existence de flexibilités significatives est inévitable. Le porteur utilisé dans le cas présent est un robot médical (Fig. 3.17) conçu pour être un porteur d’outil de chirurgie dans un schéma de synchronisation active [Ginhoux 2004].



FIG. 3.17 – Le stabilisateur monté sur le robot médical dans sa configuration nominale.

Dans un premier temps, une configuration dite "nominale", représentée sur la figure 3.17, a été employée. L'identification fréquentielle du dispositif montre une augmentation importante de l'amortissement, qui atteint 0,06. Le coefficient d'amortissement varie de plus de 30% en fonction de la configuration du porteur. De la même manière, la fréquence naturelle qui est égale à 40 Hz dans la configuration nominale varie d'environ 20%. Le gain statique n'est lui pas modifié.

3.4.2.3 Influence du cœur

Il n'est pas possible de déterminer directement l'influence du cœur lors d'expérimentations *in vivo*, car le positionnement des doigts de stabilisation sur le cœur d'un cochon nécessite l'ajout d'un embout dont la masse modifie le comportement dynamique du stabilisateur (Fig. 2.18). Une démarche en deux temps a donc été conduite, en identifiant l'influence du cœur sur le système équipé de son embout pour en déduire l'influence sur le système seul à partir du modèle du dispositif et d'une modélisation du cœur.

Le comportement mécanique du cœur dépend des propriétés du muscle cardiaque, de la pression du sang situé dans les cavités ainsi que des efforts développés par les autres organes qui l'entourent. Ce comportement varie par ailleurs au cours du cycle cardiaque [Fung 1993]. Une modélisation fine du cœur n'est donc pas facilement accessible, rapidement très complexe [Serresant 2006], et ici inappropriée. Nous avons préféré adopter un modèle simple, de type masse-ressort-amortisseur piloté par l'activité cardiaque (Fig. 3.16), qui a capturé le comportement macroscopique du cœur de manière satisfaisante [Bachta 2008a]. L'effort développé par le cœur f est alors égal à :

$$f = -K_c(y(t) - d_c(t)) - f_c(\dot{y}(t) - \dot{d}_c(t)) - m_c\ddot{y}(t) \quad (3.26)$$

avec K_c , f_c et m_c respectivement la rigidité équivalente, l'amortissement et la masse de l'élément de cœur stabilisé. y , \dot{y} et \ddot{y} correspondent à la position, la vitesse et l'ac-

	G	\tilde{G}
Pulsation naturelle	$\sqrt{\frac{K_2}{M_{22}}}$	$\sqrt{\frac{K_2+L^2K_c}{M_{22}+L^2m_c}}$
Coefficient d'amortissement	$\frac{f_2}{2\sqrt{M_{22}K_2}}$	$\frac{f_2+L^2f_c}{2\sqrt{(K_2+L^2K_c)(M_{22}+L^2m_c)}}$
Gain statique	$\frac{\lambda}{K_2}$	$\frac{\lambda}{K_2+L^2K_c}$

TAB. 3.2 – Paramètres modaux des fonctions G et \tilde{G}

célération de la surface cardiaque, d_c et \dot{d}_c représentent le déplacement non mesuré décrivant l'activité cardiaque et la vitesse correspondante.

En combinant l'expression précédente de l'effort cardiaque avec le modèle dynamique du stabilisateur, nous pouvons facilement déterminer la nouvelle fonction de transfert \tilde{G} entre l'angle α et la position y . Les paramètres modaux correspondants sont décrits dans le tableau 3.2. La rigidité du cœur K_c tend à augmenter logiquement la pulsation naturelle, et de la même manière l'amortissement est majoré par l'introduction de l'amortissement du cœur.

Une expérimentation sur cochon juste après l'arrêt du cœur a permis d'identifier les paramètres du modèle de cœur : m_c est estimé égal à 0,025 kg, soit environ 8 % de la masse totale du cœur, le coefficient d'amortissement f_c est égal à 4,8 N.s/m, et la rigidité K_c est égale à 380 N/m. En utilisant ces valeurs, on peut constater que le cœur agit essentiellement comme un amortisseur sur le stabilisateur : pulsation naturelle et gain statique décroissent respectivement de 13 % et 4 %, alors que le coefficient d'amortissement est multiplié par 5 pour atteindre 0,1.

3.4.2.4 Bilan

Le transfert entre actionneur et position de l'extrémité du stabilisateur est affecté de manière significative, à tel point que l'on peut se demander si la synthèse de la commande ne devrait pas être réalisée sur un transfert modifié, et non le transfert décrivant le stabilisateur seul. Nous n'avons pas fait ce choix.

L'identification de l'influence du cœur est tout d'abord délicate : elle est susceptible d'évoluer en fonction du lieu de la stabilisation. La présence d'une entrée non mesurable d_c rend l'identification difficile. Lors des expérimentations *in vivo*, nous avons arrêté le cœur du cochon pour recueillir les données expérimentales.

Identifier le comportement du stabilisateur lorsqu'il est installé sur le porteur paraît par ailleurs complexe. Le comportement dynamique dépend de la configuration du porteur. Il serait donc nécessaire d'identifier le modèle dynamique à chaque positionnement du stabilisateur pendant l'acte chirurgical. Une alternative serait de décrire le comportement dynamique du porteur dans son espace de travail par un modèle analytique. La tâche ne serait pas aisée étant donnée la complexité des modèles dynamiques, et la modélisation serait complètement liée au porteur utilisé, et donc à refaire pour tout nouveau dispositif d'installation.

Notre proposition a donc été de réaliser la synthèse de la commande à partir du comportement du stabilisateur seul, et de considérer les variations de comporte-

ment comme des incertitudes auxquelles la commande devra être robuste. Nous nous sommes alors référés aux développements effectués dans le domaine de la commande de structures flexibles, qui a fait l'objet de nombreux travaux. L'ordre du modèle dynamique d'une structure flexible est généralement réduit pour mettre en place sa commande. Il s'agit alors d'assurer la robustesse de la commande à cette réduction de modèle, qui introduit des incertitudes sur la connaissance du système [Kar 2000]. La synthèse H_∞ [Doyle 1989] a alors retenu l'attention : il est possible durant la synthèse de la commande de spécifier explicitement des marges de stabilité, et son utilisation a conduit à des résultats intéressants [Smith 1994, Banavar 1995]. La synthèse d'une commande H_∞ s'effectue de plus dans le domaine fréquentiel, domaine dans lequel nous avons pu facilement exprimer les caractéristiques du mouvement cardiaque en section 3.2. La méthode de synthèse H_∞ a donc été adoptée en conservant le modèle nominal du stabilisateur pour la synthèse.

3.4.3 Connaissance *a priori* de la perturbation

Le mouvement cardiaque n'est pas quelconque. Dans la section précédente, nous avons été jusqu'à développer une méthode de prédiction de ce mouvement. Inclure une connaissance *a priori* de la perturbation doit améliorer les performances de la commande, avec le risque cependant d'une dégradation du comportement du système si les éléments caractéristiques pris en compte évoluent ou ne sont plus valides. Il nous a donc paru intéressant d'évaluer le niveau de performance atteint par des commandes intégrant à des niveaux différents des connaissances sur la perturbation cardiaque, et de discuter la robustesse des performances aux conditions *in vivo* lors d'une opération.

La prise en compte de la nature des mouvements physiologiques a déjà été largement abordée dans le domaine de la robotique médicale, avec en premier lieu le cas du mouvement respiratoire. Il s'agit d'un mouvement basse-fréquence qui peut être compensé manuellement, mais avec difficulté cependant en chirurgie minimalement invasive. La compensation du mouvement respiratoire par un système robotique a donc été abordée dans la littérature. L'idée est alors soit de manipuler l'instrument chirurgical de manière autonome [Schweikard 2000] ou via un schéma de téléopération [Riviere 2001]. Dans les deux cas, une tâche de compensation du mouvement de respiration doit être implémentée. Plusieurs auteurs ont alors proposé d'introduire la connaissance *a priori* disponible sur ce mouvement : la périodicité du mouvement obtenue par l'emploi d'un respirateur a été incluse dans la commande GPC [Clarke 1987] pour obtenir le contrôleur R-GPC [Ginhoux 2005]. La commande répétitive [Ott 2008] ou ILC [Cagneau 2007] permettent également d'inclure le caractère périodique de ce mouvement. Plusieurs auteurs se sont intéressés par ailleurs au cas du mouvement cardiaque [Ginhoux 2004, Bebek 2007, Thakral 2001, Sauvée 2006, Yuen 2008]. La commande prédictive est souvent vue comme la solution la plus efficace, nous l'avons mentionné précédemment.

Dans notre contexte, nous avons finalement défini trois cas de figure :

- aucune information n'est incluse ;
- la fréquence cardiaque est considérée connue ;
- une prédiction du mouvement cardiaque est exploitée. Il s'agit là d'intégrer la pré-

diction du mouvement présentée en section 3.2.

3.4.4 Synthèse

Nous n'allons pas aller dans le détail de la synthèse des correcteurs, mais simplement mettre en avant de quelle manière la robustesse aux incertitudes de modèle et l'intégration de connaissance *a priori* sur la perturbation ont été abordés, avant de discuter des performances obtenues. La synthèse est traitée de manière plus détaillée dans [Bachta 2011a].

3.4.4.1 Démarche

La fonction de transfert $G(s)$ identifiée en section 3.4.2.1 décrit la relation entre l'angle α et la position dans l'image y . La fonction G_c du schéma 3.18 inclut l'acquisition par vision rapide, le traitement d'images, et la présence de la boucle locale d'asservissement de l'actionneur. Cette fonction a été identifiée préalablement à la synthèse et fait le lien entre le signal de commande u et la position dans l'image v . Le signal u est obtenu en sortie du correcteur K à partir de l'erreur e . La référence r est fixe pour cette tâche de régulation, et la perturbation de sortie p agit sur le système via un bloc $P_c(s)$ déterminé par identification.

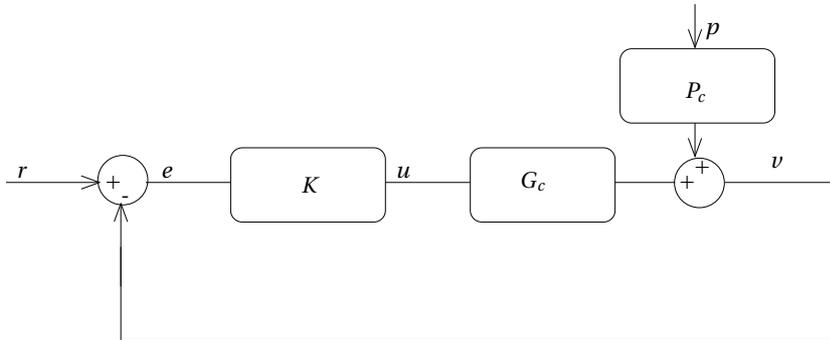


FIG. 3.18 – Schéma-bloc de l'asservissement du stabilisateur actif

La synthèse est effectuée en utilisant un schéma augmenté à 4 blocs (Fig. 3.19). L'inclusion de trois fonctions de transfert W_i , $i \in [1, 3]$ permet de modéliser le comportement en boucle fermée. Avec la synthèse H_∞ , le correcteur K est en effet conçu pour obtenir T_{eu} stable et minimiser la norme H_∞ de T_{zw} , le transfert entre $w = [r, w_2]$ et $z = [z_1, z_3]$ [Doyle 1989].

En notant γ la norme H_∞ de T_{zw} obtenue après la synthèse, les inégalités suivantes sont alors respectées pour toute pulsation ω :

$$\begin{cases} |T_{er}(j\omega)| < \gamma |W_1^{-1}(j\omega)| \\ |T_{ur}(j\omega)| < \gamma |W_3^{-1}(j\omega)| \\ |T_{ep}(j\omega)| < \gamma |W_1^{-1}(j\omega)W_2^{-1}(j\omega)| \\ |T_{up}(j\omega)| < \gamma |W_3^{-1}(j\omega)W_2^{-1}(j\omega)| \end{cases} \quad (3.27)$$

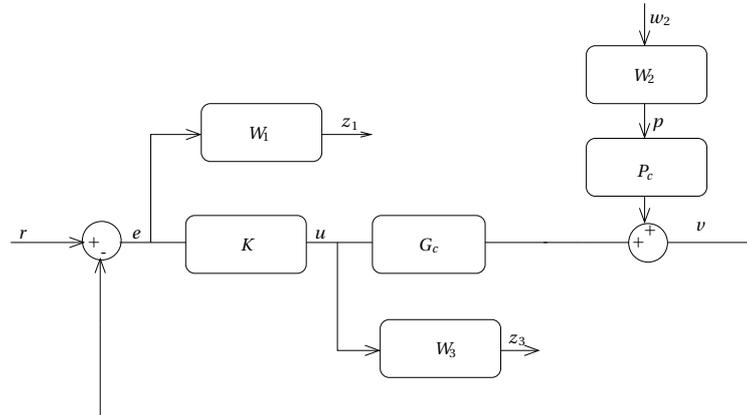


FIG. 3.19 – Système augmenté à 4 blocs

avec T_{ij} désignant la fonction de transfert entre j et i .

Le rôle des fonctions de pondération W_1 , W_2 et W_3 apparaît ici : les différentes fonctions de transfert sont mises en forme à partir du choix de ces fonctions dans le domaine fréquentiel, qui jouent un rôle de gabarit.

3.4.4.2 Correcteur simple

Si la perturbation est inconnue, il est nécessaire :

- d'assurer la robustesse en disposant d'une marge de module correcte ;
- de couper le gain de la commande en hautes fréquences pour ne pas solliciter le système selon des modes propres non pris en compte ;
- de rejeter efficacement la perturbation.

W_1^{-1} met en forme la fonction T_{er} qui est la fonction de sensibilité S du système. La robustesse du système en boucle fermée peut être assurée en assurant une bonne marge de module, égale à $1/\|S\|_\infty$. En choisissant une fonction W_1 égale à un gain constant δ , on contraint la marge de module du système à être plus grande que ce gain.

W_3^{-1} met en forme la fonction T_{ur} entre référence et commande. La forme de W_3 suivante est employée :

$$W_3 = \frac{1}{k_1} \frac{k_1 s + \omega'_s}{k_2 s + \omega'_s} \quad (3.28)$$

avec k_1 et k_2 les majorants du gain de T_{ur} en basse et haute fréquences. Une grande valeur de k_1 permet de ne pas limiter le gain du correcteur dans la bande passante. En revanche, afin de ne pas exciter des modes propres du dispositif non modélisés en hautes fréquences, le correcteur est contraint à avoir un gain faible en haute fréquence en limitant la valeur de k_2 . La pulsation ω'_s règle la transition entre les deux domaines.

La performance du rejet de perturbation apparaît en considérant la fonction T_{ep} . Cette fonction est mise en forme par le choix de $W_1^{-1} W_2^{-1}$. La fonction W_1 est choisie

pour assurer la robustesse. W_2 est choisie de la forme suivante :

$$W_2 = \frac{\rho s + \omega_s}{s + \varepsilon \omega_s} \quad (3.29)$$

avec ρ , ε et ω_s trois constantes. Le gain en basses fréquences de T_{ep} est borné par $\frac{1}{\rho\delta}$, et le produit $\delta\omega_s$ constitue une borne inférieure de la bande passante de T_{ep} . Le paramètre δ étant déjà défini, les paramètres ω_s et ε nous permettent de gérer la bande passante du rejet de perturbation et son erreur statique.

L'allure des gabarits et la forme des fonctions de transfert obtenues après synthèse sont représentés en figure 3.22. Les tracés permettent notamment de comparer facilement les comportements des trois commandes considérées.

3.4.4.3 Intégration de la fréquence cardiaque

La perturbation possède *a priori* des propriétés de périodicité. Cette propriété est prise en compte en utilisant la valeur de la fréquence cardiaque et de ses harmoniques. Le rejet de perturbation est réglé par le choix de W_2 . Cette fonction est donc modifiée, en l'amplifiant par des filtres résonants centrés sur les harmoniques cardiaques. En notant T la fonction de transfert d'un tel filtre, on a :

$$T = \frac{s^2 + 2\zeta_{\text{num}}\omega_c s + \omega_c^2}{s^2 + 2\zeta_{\text{den}}\omega_c s + \omega_c^2} \quad (3.30)$$

avec ω_c la pulsation cardiaque fondamentale, et $\zeta_{\text{num}} > \zeta_{\text{den}} \in [0, 1]$. Le ratio entre ζ_{den} et ζ_{num} définit l'amplification autour de ω_c . Augmenter la valeur de ζ_{den} diminue la sensibilité à une erreur sur la valeur de ω_c : il est donc possible de régler simplement la robustesse à des incertitudes sur la fréquence cardiaque. Etant donné le spectre du mouvement cardiaque, les quatre premières harmoniques ont été filtrées de cette manière.

3.4.4.4 Intégration d'une prédiction de la perturbation

L'utilisation d'une prédiction de la valeur de la perturbation constitue un deuxième niveau d'intégration de connaissance *a priori*.

Prédiction de la perturbation La perturbation ne peut être mesurée. Il s'agit donc d'en construire une estimation. Nous utilisons le modèle du système, la valeur du signal de commande et la position dans l'image v à un instant donné pour déterminer la valeur d de la perturbation :

$$d := v - u \times G_d(z) \quad (3.31)$$

avec G_d la fonction de transfert discrète issue de G_c .

Synthèse du correcteur La synthèse d'un correcteur incluant une prédiction à partir de la synthèse H_∞ a été abordée dans la littérature [Cohen 1997, Kojima 2004]. Dans le cas présent, la synthèse a été effectuée en rentrant dans le cadre du schéma standard. Le correcteur introduit comprend deux termes, l'un de rétroaction et l'autre d'anticipation (Fig. 3.20). Le terme d'anticipation K_p est alimenté par la prédiction de perturbation. Les fonctions K_f et K_p sont synthétisées simultanément.

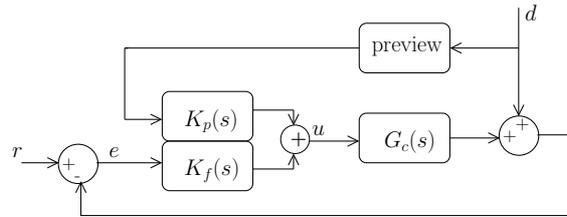


FIG. 3.20 – Correcteur à deux degrés de liberté avec terme de prédiction

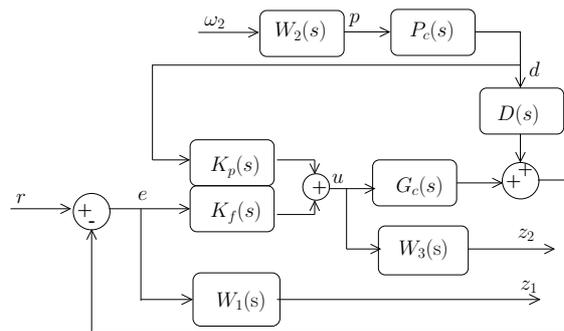


FIG. 3.21 – Le schéma augmenté dans le cas du correcteur avec prédiction

W_2 (Fig. 3.21) est fixé dans ce cas à 1, ce qui permet un bon compromis entre les composantes prédictive et de rétroaction. W_1 est choisi pour obtenir une bande passante d'environ 3 Hz, moitié moins que dans les cas précédents, afin d'évaluer l'apport de la boucle de prédiction.

3.4.5 Comportement des correcteurs

Le comportement du stabilisateur obtenu avec les trois différents correcteurs a été analysé en se basant sur des résultats de simulation et d'expérimentation à la fois sur table et *in vivo*. Ces différentes conditions d'évaluation ont permis d'estimer les niveaux de performance des commandes et également les facteurs limitants, pour discuter du meilleur choix de commande du stabilisateur.

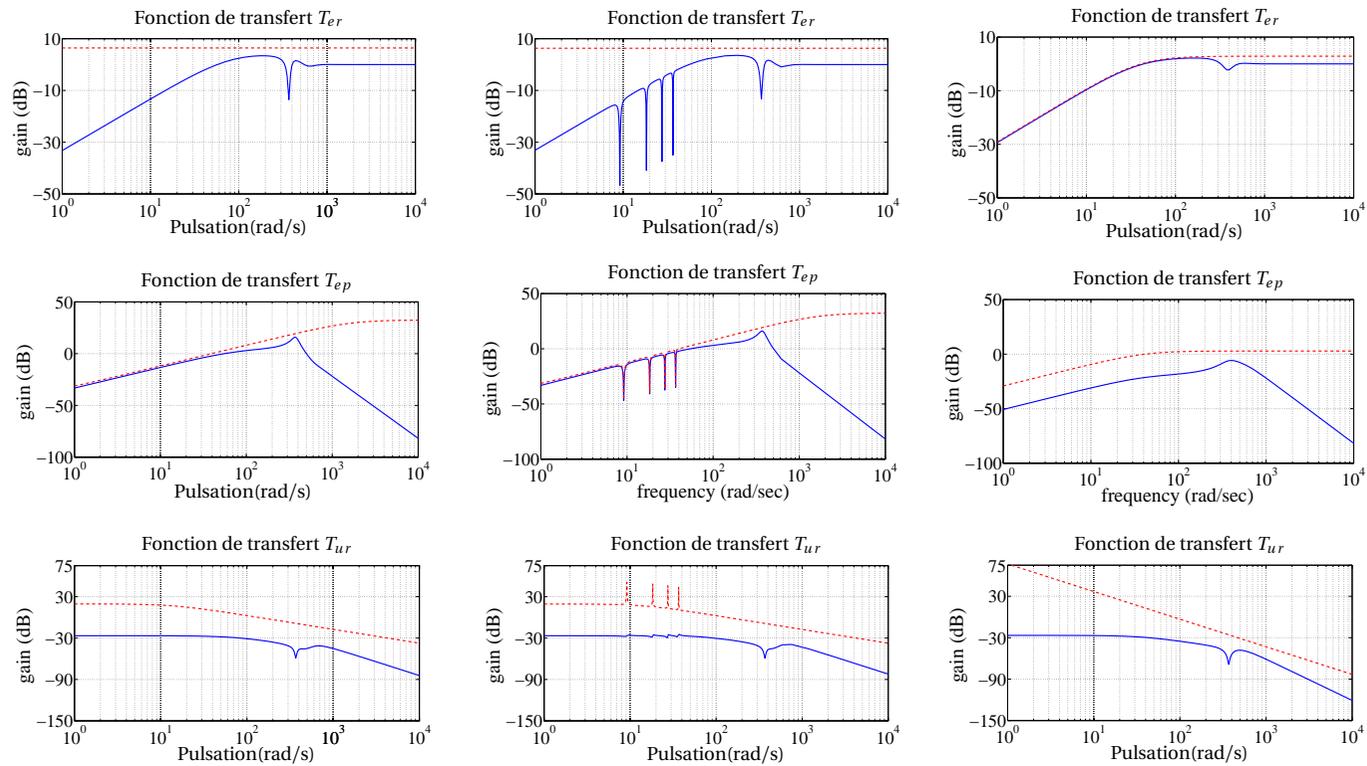


FIG. 3.22 – Synthèse des correcteurs : gabarits en rouge, fonctions de transfert obtenues en bleu. A gauche, le correcteur simple, au milieu le correcteur incluant la fréquence cardiaque et à droite le correcteur intégrant une prédiction.

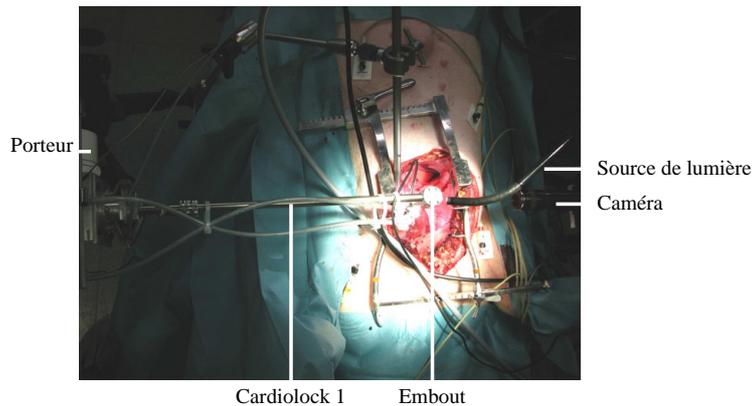


FIG. 3.23 – Evaluation *in vivo* du dispositif Cardioloock 1.

3.4.5.1 Conditions d'évaluation

La validation par simulation est conduite en utilisant une perturbation basée sur des données *in vivo*. Afin d'évaluer les performances intrinsèques du correcteur prédictif, une prédiction exacte est alors injectée dans le correcteur.

La validation par expérimentation sur table est réalisée en n'introduisant aucune flexibilité en amont du stabilisateur : il est fixé rigidement sur une base. La perturbation, produite à l'aide d'un mécanisme, est par ailleurs parfaitement maîtrisée. Dans ce cas, la prédiction est en revanche faite en ligne. Le simulateur de cœur est un simple mécanisme à 2 degrés de liberté (Fig. 3.23), qui utilise des données *in vivo* enregistrées. Le comportement du cœur est seulement traduit par un ressort : aucun amortissement additionnel n'est donc introduit contrairement à ce qui se produit avec un cœur.

Les validations *in vivo* ont été conduites en plaçant un cochon sous anesthésie générale avec mise en place d'un respirateur. Une sternotomie permet l'accès au myocarde. Le dispositif Cardioloock 1 est mis en place à l'aide du robot médical, et muni de l'embout nécessaire pour accéder à la zone d'intérêt (Fig. 3.23). Les correcteurs sont alors synthétisés en utilisant un modèle dynamique prenant en compte la présence de l'embout nécessaire pour accéder à la surface cardiaque.

3.4.5.2 Analyse des résultats

Simulation La simulation a permis d'analyser séparément l'influence du porteur et du cœur sur les performances du stabilisateur. Les déplacements résiduels de l'extrémité du stabilisateur en régime permanent sont quantifiés dans le tableau 3.3. La figure 3.24 représente le contenu fréquentiel du déplacement résiduel.

L'intérêt de la prise en compte de la fréquence cardiaque apparaît clairement : écart-type et valeur crête-à-crête sont divisés par 2,6 et 1,8 par rapport au cas du correcteur simple. La figure 3.24 montre que le contenu fréquentiel du déplacement résiduel est logiquement nettement diminué autour des quatre premières harmoniques de la fré-

Correcteur	Ecart-type	Valeur crête-à-crête
Modèle nominal		
Sans commande	83	339
Correcteur simple	16	89
Intégration de la fréquence cardiaque	6,2	47
Intégration d'une prédiction	2,4	14
Modèle intégrant l'interaction avec le cœur		
Correcteur simple	17	95
Intégration de la fréquence cardiaque	6,5	50
Intégration d'une prédiction	1,1	9.7
Modèle intégrant l'interaction avec le cœur et le porteur		
Correcteur simple	37	198
Intégration de la fréquence cardiaque	14	108
Intégration d'une prédiction	4,7	54

TAB. 3.3 – Résultats de simulation en fonction du modèle de comportement utilisé. Les valeurs sont exprimées en microns.

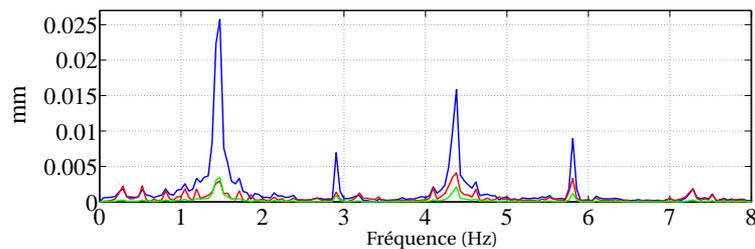


FIG. 3.24 – Analyse fréquentielle du déplacement résiduel en régime permanent (correcteur simple en bleu, correcteur avec prise en compte de la fréquence cardiaque en rouge et avec prédiction en vert)

quence cardiaque considérées durant la synthèse. L'intégration d'une prédiction, ici parfaite, permet de diviser encore par trois l'écart-type et la valeur crête-à-crête du mouvement résiduel.

La prise en compte dans la simulation de l'influence du cœur sur la dynamique du système provoque une légère diminution des performances, mais c'est surtout la prise en compte du porteur qui détériore les performances du stabilisateur. Lorsqu'aucune erreur de modèle n'est commise, le correcteur simple suffit à maintenir la valeur crête-à-crête du déplacement résiduel sous la valeur cible de 0.1 mm. Dans le cas plus proche du réel où le porteur et le cœur sont pris en compte, le correcteur intégrant la fréquence cardiaque est nécessaire pour obtenir des performances satisfaisantes.

On peut par ailleurs constater la robustesse des différents contrôleurs : la stabilité est maintenue et l'efficacité toujours intéressante même si le modèle dynamique décrivant

Correcteur	Sans commande		Avec commande	
	Ecart-type	Crête-à-crête	Ecart-type	Crête-à-crête
Expériences sur table				
Correcteur simple	138	512	33	170
Intégration de la fréquence cardiaque	133	489	13	106
Intégration d'une prédiction	124	482	9	58
Expériences <i>in vivo</i>				
Correcteur simple	191	790	54	387
Intégration de la fréquence cardiaque	192	797	34	306
Intégration de prédiction	172	697	42	353

TAB. 3.4 – Ecart-types et valeurs crête-à-crête exprimés en microns pour les expériences sur table et *in vivo*.

le système ne correspond plus à celui utilisé durant la synthèse.

Expérimentation sur table Les résultats sont décrits dans le tableau 3.4, et par les courbes temporelles de déplacement résiduel en figure 3.25. Rappelons que la prédiction a alors été réalisée en ligne pour le correcteur prédictif. Le résultat le plus intéressant concerne ce dernier : il est toujours le plus efficace, mais sa performance s'est nettement dégradée en comparaison des deux autres. Le problème de la construction d'un estimateur apparaît ici ainsi que celui des erreurs de prédiction.

Expérimentation *in vivo* Les résultats d'expérimentation *in vivo* sont décrits dans le tableau 3.4 et à travers la figure 3.25. Le correcteur le plus performant est alors devenu le correcteur intégrant une valeur de fréquence cardiaque. La sensibilité du correcteur prédictif à la qualité de l'estimation de perturbation est à l'origine de la dégradation des performances du correcteur prédictif, comme l'a confirmée une simulation *a posteriori* utilisant la perturbation enregistrée durant l'expérimentation.

Cette expérimentation a permis par ailleurs d'évaluer, aspect fondamental, le niveau de performances atteint : en utilisant le correcteur intégrant la connaissance de la fréquence cardiaque, l'écart-type du déplacement résiduel n'excède pas 35 microns, ce qui semble satisfaisant par rapport au besoin médical.

3.4.6 Discussion et conclusion

La commande d'un stabilisateur cardiaque doit permettre de limiter le déplacement résiduel de la zone d'intérêt, en gérant la variation de modèle introduite par ses interactions avec le cœur et le porteur. Nous avons proposé de réaliser la synthèse de la com-

mande à partir du modèle du stabilisateur, et d'intégrer la nécessité de robustesse par rapport à la variation de modèle en utilisant une méthode de synthèse H_∞ .

Les résultats expérimentaux ont montré que le niveau de performances semble satisfaisant par rapport au besoin médical. Il s'agit bien entendu d'un résultat important, qui valide l'approche de stabilisation active. Ces résultats ont par ailleurs permis d'estimer la bande passante nécessaire pour la conception de Cardiolock 2.

Le choix de travailler avec le modèle nominal du système durant la synthèse pose problème quand une commande prédictive est envisagée. Dans ce cas, l'estimation de la perturbation est réalisée en utilisant le modèle dynamique nominal, et non le modèle réel. Nous avons pu constater que les erreurs alors commises dans la prédiction dégradaient de manière sensible les performances de la commande prédictive. Très efficace en simulation, elle est finalement moins pertinente que la commande incluant une mesure de fréquence cardiaque. Cette dernière paraît donc finalement la commande la plus adaptée à ce dispositif. Ses performances sont moins sensibles au problème de variation de modèle, et par ailleurs il est assez facile d'imaginer une mesure en ligne de la fréquence cardiaque. Des correcteurs peuvent avoir été précalculés en fonction de la valeur de la fréquence, et lors de l'utilisation du stabilisateur on pourra alors exploiter l'un des correcteurs disponibles.

Pour affiner les performances du dispositif, il serait sans doute nécessaire de travailler sur l'estimation de perturbation pour la commande prédictive. L'inclusion d'un modèle dynamique modifié, plus proche du modèle réel, serait à envisager. Plus précisément, il s'agirait de déterminer le niveau de finesse du modèle nécessaire pour rendre pertinent l'utilisation de la commande prédictive. Ce point pourrait être développé en affinant également l'analyse de robustesse par la μ -analyse. Cette analyse a été abordée [Bachta 2008b] mais pas encore finalisée.

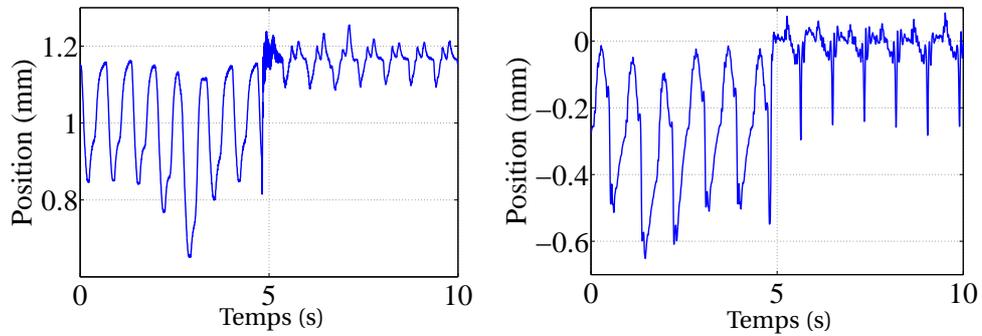
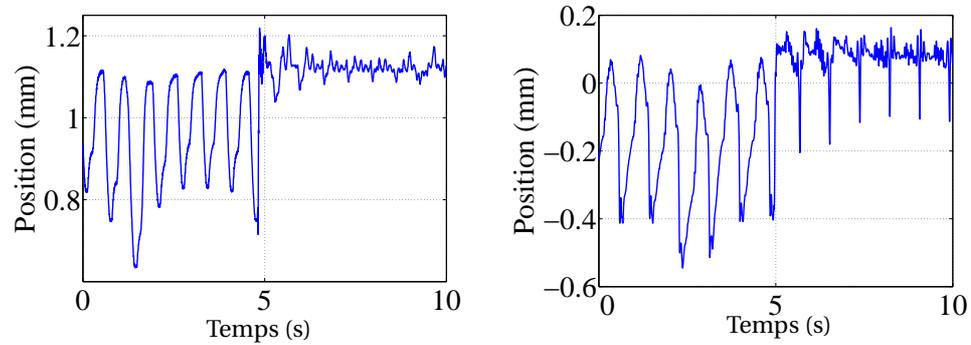
3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le travail d'intégration fonctionnelle mis en place pour maîtriser le comportement des systèmes proposés. Modélisation, identification et commande ont été au centre de ce chapitre. Dans le chapitre précédent centré sur l'intégration physique, la mise en parallèle des démarches de conception des différents dispositifs a rendu possible une réflexion transversale en conclusion. L'exercice est ici plus délicat du fait des développements de nature assez différentes. Deux remarques importantes peuvent tout de même être faites.

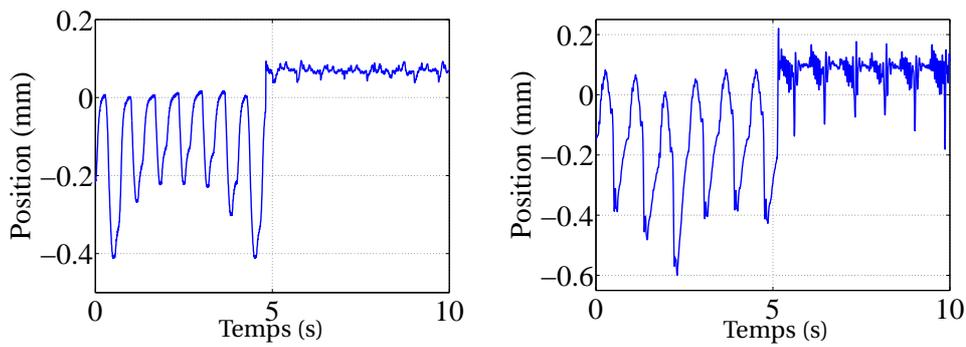
Ce chapitre met tout d'abord en lumière l'importance de l'association du travail d'intégration fonctionnelle avec celui d'intégration physique. Pour la SMT, des capteurs spécifiques ont dû être considérés pour être intégré directement au contact, sans perte significative de l'efficacité de la stimulation. Nous avons pu constater que l'emploi de ces capteurs peut nécessiter un traitement du signal pour compenser leur comportement dynamique singulier. Dans le cas de l'assistance robotique pour le pontage coronarien, la proposition d'un stabilisateur actif a reposé sur la validation de la capacité à le commander de manière satisfaisante par rapport au besoin médical, et le travail de

commande a été couplé à celui de conception pour valider les dynamiques nécessaires du dispositif.

Nous avons par ailleurs pu constater l'importance de lier étroitement le travail d'intégration fonctionnel à la connaissance médicale. Le couplage entre caractéristiques des mouvements physiologiques d'une part, et d'autre part techniques de prédiction et de commande a permis de proposer une méthode efficace de prédiction et une commande pertinente pour le stabilisateur actif. Le contexte médical intervient donc de manière sensible à tous les stades de la conception mécatronique : au cours de la définition de l'assistance robotique pour un geste donné, dans le travail d'intégration physique et d'intégration fonctionnelle. Nous revenons sur ce point dans la mise en place de la prospective qui suit.

(a) Sans connaissance *a priori*

(b) Intégration de la fréquence cardiaque



(c) Intégration d'une prédiction de la perturbation

FIG. 3.25 – Déplacements résiduels enregistrés durant les expérimentations. Expériences sur table à gauche, *in vivo* à droite.

Prospective

Sommaire

4.1 Retour sur un titre	103
4.2 Champ applicatif et conséquences immédiates	103
4.3 Méthodes de conception et de synthèse	104
4.4 Métrologie	106
4.5 Conception monolithique	108
4.6 Et ensuite	109

4.1 Retour sur un titre

Les deux chapitres précédents se sont conclus par un retour sur l'activité conduite, et sur l'évaluation de l'apport d'une approche de conception mécatronique dans le domaine de la robotique médicale. Nous n'allons pas reprendre ici de nouveau chaque élément de conclusion, mais nous pouvons constater qu'en adoptant des démarches de conception mécatronique nous avons pu proposer des systèmes tendant à répondre aux objectifs initiaux : sécurité, compacité, efficacité, pour une acceptabilité devant permettre une intégration rapide dans l'hôpital. En ce sens, l'apport de la mécatronique pour la robotique médicale, affiché dans le titre, nous paraît réel et intéressant.

Les travaux présentés ne constituent bien sûr pas un aboutissement, mais un point de passage nous permettant de constater les questions ouvertes qu'il est aujourd'hui intéressant d'explorer. Nous abordons donc les problématiques scientifiques d'intérêt dans la suite, après avoir ciblé au préalable le domaine de la robotique médicale dans lequel il nous semble aujourd'hui d'orienter notre activité.

4.2 Champ applicatif et conséquences immédiates

Parmi les gestes pouvant bénéficier de la robotique, il semble aujourd'hui particulièrement intéressant de se pencher sur les gestes chirurgicaux guidés par imageur. Les imageurs que sont les scanners IRM, à rayon X, les fluoroscopes, les échographes forment aujourd'hui une palette d'instruments complémentaires. Nous l'avons souligné dans l'introduction de la cryothérapie guidée par IRM, ces imageurs ne sont plus aujourd'hui considérés uniquement pour le diagnostic mais également pour l'intervention. Les chirurgiens s'intéressent ainsi maintenant à l'emploi de ces imageurs pour

réaliser, grâce à la robotique, des interventions qui s'appuient aujourd'hui uniquement sur un retour visuel direct ou à l'aide de caméras. A notre sens, le domaine de la robotique pour les gestes guidés par imageur est donc un champ possédant un grand intérêt, ce qui aussi été souligné par exemple dans [Okamura 2010]. L'Institut Hospitalo-Universitaire MIX-Surg qui se constitue à Strasbourg est centré sur le développement de techniques de chirurgie hybride en rapprochant notamment chirurgie et radiologie interventionnelle. Il s'agit là d'un cadre particulièrement intéressant pour notre activité.

Choisir ce champ applicatif a deux conséquences immédiates, il semble, sur un plan technologique. Tout d'abord se focaliser sur des systèmes compliants conçus à base de matériaux polymères : la compatibilité avec tout type d'imageur peut alors être assurée, et ces matériaux peuvent permettre la réalisation de mécanismes compliants présentant de grands déplacements, contrairement aux matériaux métalliques. Des procédés de fabrication permettent de plus d'envisager une production à coût réduit, et par conséquent réduire le coût de l'introduction d'une assistance robotique. Deuxième conséquence, utiliser la fibre optique pour réaliser la fonction de perception dans le système, du fait de sa compatibilité avec tout type d'imageur.

4.3 Méthodes de conception et de synthèse

4.3.1 Méthodes de conception

Si la mécatronique peut contribuer au développement de la robotique médicale, on peut se poser la question à l'inverse de l'influence de la robotique médicale sur la mécatronique. La démarche de conception adoptée dans les projets présentés a comporté trois étapes :

- Dans un premier temps, définition de l'assistance robotique souhaitée à partir de l'expression du geste médical considéré.
- Dans un deuxième temps, choix d'un compromis entre intégration physique et intégration fonctionnelle. En d'autres termes, nous choisissons la manière dont va être assurée la fonction du robot : en combinant une structure mécanique évoluée et une commande basique, ou bien l'inverse, ou en cherchant un compromis entre les deux stratégies.
- Enfin, dans un troisième temps, synthèse du système en terme de structure et de traitement de l'information.

Avec ce manuscrit, nous avons pu appréhender l'impact du contexte médical sur chacune de ces trois phases. La première phase est un point délicat dans la démarche, comme nous l'avons remarqué en fin de chapitre 2, car le raisonnement pour lier geste médical et niveau d'assistance robotique n'est pas soutenu par une démarche qui nous permettrait d'inclure de manière explicite les différents critères intervenant dans l'acceptabilité d'un système robotique comme le coût, la sécurité, la compacité, l'efficacité. Les deux phases suivantes sont typiques de la conception mécatronique. La démarche de conception mécatronique est aujourd'hui souvent représentée à l'aide d'un cycle en V [VDI 2008] (Fig. 4.1). La formalisation de démarches pour caractériser le "bas" du V, au niveau de la conception détaillée, reste aujourd'hui un point délicat en mécatro-

nique [Neugebauer 2007]. Nous avons pu constater l'importance d'inclure à ce niveau les spécificités du contexte médical. La manière d'y parvenir reste un problème assez ouvert. Des éléments de démarche de conception pour le domaine médical ont été proposés dans [Woolley 2001, Aitchison 2009, Panescu 2009]. Des travaux dans le contexte de la robotique médicale ont également été engagés par exemple dans [Nouaille 2009] qui s'appuie sur la conception axiomatique [Suh 1990]. Il serait intéressant d'évaluer de manière approfondie l'exploitation de ce type de démarche en robotique médicale. Une collaboration avec des équipes de recherche en méthodologie de conception pourrait être à ce titre intéressante.

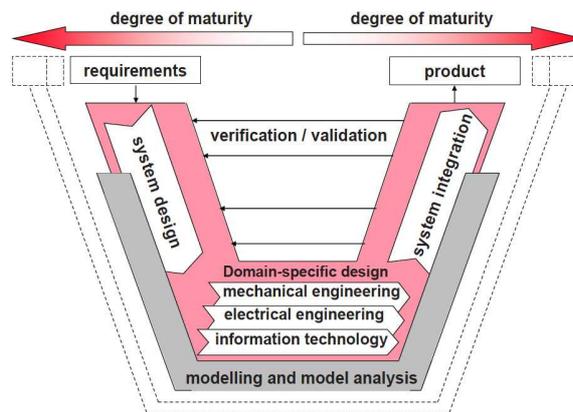


FIG. 4.1 – Cycle en V de conception mécatronique, issu de [VDI 2008], extrait de [Neugebauer 2007].

4.3.2 Méthodes de synthèse

Le chapitre 2 a mis en avant l'adoption de méthodes de synthèse spécifiques à chaque mécanisme pour déterminer sa géométrie. Disposer d'une méthode d'optimisation facilement transposable d'une application à l'autre serait bien entendu souhaitable. Il existe de nombreux travaux sur l'optimisation d'architectures de systèmes robotiques. Dans le cas de mécanismes compliant, il existe également différents travaux, comme le décrivent [Frecker 2003] ou [Grossard 2008]. Les capacités de calcul aujourd'hui disponibles avec les GPGPU rendent maintenant plus aisé l'emploi de métaheuristiques. Dans le cadre de la thèse de L. Rubbert, nous abordons ainsi la problématique de la conception de stabilisateur cardiaque avec l'emploi d'une méthode de type colonies de fourmis, pour proposer un stabilisateur cardiaque dont l'actionnement serait totalement intégré à la tige du stabilisateur (Fig. 4.2). Un axe de développement concerne la prise en compte de critères tels que la robustesse des performances à la fabrication, la prise en compte de la capacité de réalisation. Contrairement à certains champs applicatifs où les géométries de mécanismes sont très majoritairement planes, nous avons en effet besoin de structures tridimensionnelles, pour lesquelles la capacité de fabrication

a un poids important dans l'évaluation d'une solution. Sur ce plan, des liens intéressants devraient pouvoir être créés entre robotique et communauté de la productique.

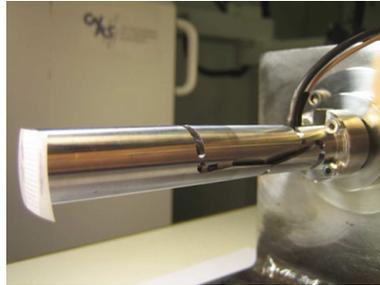


FIG. 4.2 – Preuve de concept réalisée dans le cadre de la conception d'un stabilisateur actif à actionnement intégré. L'optimisation de la structure a été réalisée à l'aide d'une méthode de type colonie de fourmis.

4.4 Métrologie

L'emploi de mécanismes compliant permet de réaliser des mécanismes sans jeu et compacts, car présentant un nombre plus réduit d'éléments. Il n'existe alors plus d'axe physique de rotation ou de translation sur lequel installer un capteur standard pour réaliser une mesure proprioceptive. Une manière simple d'évaluer la configuration d'un mécanisme est de localiser les déformations pour réaliser des articulations élastiques, et mesurer ensuite le déplacement relatif entre les deux parties en mouvement, ou bien évaluer l'état de déformation du matériau au niveau de la zone déformée.

Les matériaux polymères présentent des rigidités plus faibles que celles des matériaux métalliques. Il est plus difficile de localiser les déformations au niveau d'articulations élastiques, comme nous avons pu le constater dans des premiers travaux de conception d'un capteur d'effort pour la SMT [Rubbert 2009] et d'un capteur de torsion compatible IRM [Renaud 2009] (Fig. 4.3). Il paraît par conséquent pertinent d'envisager pour des mécanismes compliant en matériau polymère de mesurer les flexibilités distribuées dans la structure. La mise en place de capteurs devient alors une problématique à part entière : il s'agit par exemple d'optimiser le positionnement des mesures afin d'assurer la robustesse de la commande lors de l'utilisation d'un modèle pour reconstruire l'état du mécanisme à partir des mesures. La problématique a déjà été abordée notamment dans la communauté des structures adaptatives. Nous pourrions donc exploiter les outils proposés de conception. Il nous semble intéressant de les exploiter en n'hésitant pas par ailleurs à travailler sur la conception des capteurs eux-mêmes. Les fibres optiques peuvent jouer le rôle de transducteur et la modification de leur structure peut permettre de modifier les propriétés de la mesure. Une fibre peut par exemple permettre de mesurer une courbure [Fu 2010]. Un axe de travail intéressant se situe donc autour de l'intégration physique de capteurs à base de fibres optiques, en abordant simultanément la conception du mécanisme et de son instrumentation. Nous avons pu

aborder cette problématique dans le cadre d'un projet d'aiguille active compatible IRM développé à Stanford (Fig. 4.4), et les problèmes à explorer sont encore nombreux.

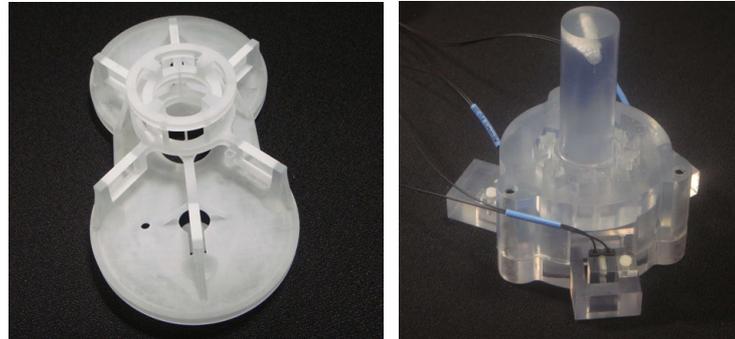


FIG. 4.3 – Capteur d'effort pour la SMT (à gauche) et de torsion pour la mesure dans l'IRM (à droite).

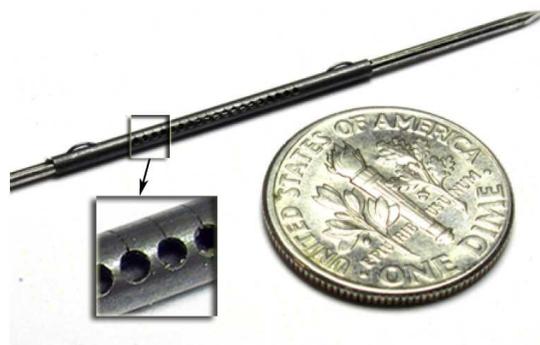


FIG. 4.4 – Aiguille active compatible IRM, intégrant un capteur de courbure à base de fibre optique.

Bien entendu, un travail d'intégration fonctionnel devra alors être associé, en caractérisant les performances métrologiques et en abordant le problème de la commande de dispositifs présentant des flexibilités distribuées, et sans doute alors des résonances assez basses.

Le cas de la mesure d'effort ouvre d'autres pistes de travail. Les matériaux polymères présentent généralement des non linéarités de comportement assez marquées. Mesurer simplement l'état de déformation pour en extraire par une relation d'élasticité linéaire fonctionne donc assez mal si l'on souhaite réaliser une mesure d'effort en instrumentant le matériau. Il est possible de limiter les phénomènes physiques de fluage et relaxation en intégrant physiquement un matériau au sein de la structure pour améliorer le comportement global de la structure [Park 2007]. Une alternative, moins contraignante en terme de conception et de réalisation, consiste à traiter les mesures si la connaissance

du matériau est suffisante [Lakes 1999]. Une telle approche implique un travail collaboratif avec des spécialistes en matériau. Mon parcours pourra ici faciliter la création de liens et la mise en place de projets transversaux sur cet axe.

4.5 Conception monolithique

Un mécanisme compliant a une structure monolithique, *i.e.* d'un seul bloc. Pour aller vers des assistants robotiques plus compacts et plus efficaces, il est à mon sens intéressant d'envisager une conception monolithique globale de l'assistant, c'est-à-dire sa structure ainsi que ses éléments de perception et d'actionnement. Une telle conception semble en effet à la fois une nécessité et une opportunité.

Une nécessité, car un mécanisme compliant ne présente plus d'axes physiques de mouvement pouvant être facilement motorisés. Les technologies d'actionnement doivent être reconsidérées, d'autant plus que la compatibilité avec les imageurs réduit le champ de technologies envisageables. Les technologies d'actionnement fluide ont déjà été envisagées [Patriciu 2007, Melzer 2008] et leur intérêt sera renforcé si nous pouvons les intégrer physiquement dans la structure du dispositif, et non simplement utiliser des composants standards. Dans ce dernier cas, ces solutions présentent en effet souvent une moindre efficacité et un manque de compacité pénalisant.

Une opportunité, car la compacité va pouvoir être augmentée en optimisant l'intégration de composants, voire en adoptant une conception adaptronique, si l'on exploite des matériaux multi-fonctionnels [Janocha 2007]. De plus, en envisageant une structure composée de plusieurs matériaux, nous pouvons considérer que le mécanisme peut posséder des propriétés mécaniques variant dans l'espace : il n'y a alors plus nécessité de faire un compromis entre rigidité pour une zone ayant un rôle de structure et flexibilité pour une autre région conçue comme une liaison compliant. L'espace de "liberté" dans la recherche de dispositifs explose.

L'approche n'est pas originale : depuis les années 2000, plusieurs laboratoires ont envisagé la production d'éléments plastiques intégrant des composants actifs ou passifs, et également de techniques de fabrication multimatériaux. Des éléments de systèmes robotiques ont été produits en intégrant des actionneurs [Cham 1999, Laurentis 2003, Hatanaka 2003, Laurentis 2004] et des capteurs [Park 2007] par des techniques de prototypage rapide. Les temps de production des pièces restent assez conséquents, mais l'intérêt de l'approche a été démontré, en créant notamment des robots mobiles bioinspirés particulièrement intéressants. Les technologies de prototypage rapide sont actuellement en constante évolution, et aujourd'hui une solution commerciale de production de pièces multimatériaux polymères est disponible. A notre sens, le moment est donc opportun de s'attacher à développer une conception mécatronique de robots médicaux par des approches d'intégration au stade même de la fabrication pour associer structure, actionneurs, capteurs et profiter d'une variation spatiale des propriétés mécaniques de la structure. L'intérêt à l'heure actuelle des techniques de prototypage rapide et de leur application en robotique médicale a également été identifié dans les perspectives récentes du GDR Robotique, du Robotics Caucus aux USA [Mataric 2009],

et dans le rapport "Technologies Clés 2015" publié récemment par le Ministère de l'Industrie.

Les problématiques qui apparaissent alors sont nombreuses, que l'on peut introduire brièvement sous forme de questions :

- Dans le contexte de la robotique médicale, à quel niveau de compacité est-il possible de parvenir pour un assistant robotique ? Dans le cadre de la radiologie interventionnelle, le tunnel de l'imageur introduit des contraintes fortes d'intégration. De nouvelles formes d'assistance peuvent-elle être envisagées grâce à un gain en compacité ?
- Quelle méthode de conception adopter pour optimiser les propriétés mécaniques d'une pièce pour un besoin donné ? Comment combiner l'emploi d'outils de modélisation et simulation numérique du comportement des matériaux aux outils de la robotique ?
- Peut-on envisager de réaliser la synthèse d'un dispositif non pas en fonction d'un geste médical, mais d'un geste et des données pré-opératoires d'un patient ? Le gain en terme d'efficacité et de sécurité serait-il intéressant ?
- Les approches de biomimétisme ont permis d'accéder à des solutions pertinentes dans le cas de la robotique mobile. Pour la robotique médicale, en considérant la possibilité de produire des structures monolithiques à actionnement et mesure intégrés, peut-on profiter de telles approches pour concevoir des dispositifs bioinspirés ? Différents travaux abordent une telle approche pour des tâches de manipulation dans un cadre plus général [Trivedi 2008] à partir desquels nous pourrions débiter.

4.6 Et ensuite

Le lecteur l'aura compris, la section précédente constitue aujourd'hui un axe essentiel de la prospective. Les perspectives sont nombreuses, avec une activité de recherche prenant place à moyen terme. Cette activité pourra notamment s'appuyer sur le réseau d'équipement ROBOTEX, avec la mise en place d'une plate-forme de prototypage rapide multimatériaux.

Cela n'empêche bien sûr pas de considérer l'activité de recherche à long terme. A ce stade, il semble intéressant d'envisager ensuite d'élargir le champ applicatif de tels travaux, en allant vers la robotique d'interaction et d'assistance à la personne. La robotique compatible imageur, présentée en début de ce chapitre comme le champ de la prospective constitue un excellent contexte, mais les contributions devraient avoir une portée qui le dépasse pour s'adresser au cadre plus général de la conception de systèmes robotiques.

Deuxième partie

Curriculum vitæ et résumé des activités

Curriculum Vitæ

Pierre RENAUD

Nationalité française, né le 5 décembre 1976 (34 ans), marié, un enfant.

Situation actuelle

- Maître de Conférences à l'INSA de Strasbourg
- Activité de recherche en robotique médicale au Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (LSiIT, UMR 7005, CNRS-INSA-Université de Strasbourg), équipe Automatique, Vision et Robotique (AVR)

Coordonnées



INSA de Strasbourg
24, Boulevard de la Victoire
67084 Strasbourg Cedex
Tél. 03 88 14 47 00
Fax 03 88 14 47 99



IRCAD - LSiIT
1, Place de l'hôpital
67091 Strasbourg Cedex
Tél. 03 88 11 91 47
Fax 03 88 11 91 78

Pierre.Renaud@insa-strasbourg.fr

<http://www.insa-strasbourg.fr/fr/pierre-renaud/>

Adresse personnelle

32, Rue Principale, 67300 Schiltigheim
Tél. 03 88 83 74 28 - 09 52 69 70 71

Formation

- Thèse de doctorat au LASMEA, Clermont-Ferrand, 2000-2003 : "Apport de la vision pour l'identification géométrique de mécanismes parallèles". Qualification en 60^{ème} et 61^{ème} sections
- DEA "Mécanique et Matériaux", option Endommagement (ENS Cachan 2000, major)
- Agrégé de mécanique (1999, classé 2^{ème})
- Ancien élève de l'ENS de Cachan (1996-2000) : Licence (mention Bien) et Maîtrise (mention Très Bien) de Technologie Mécanique option Conception (Paris 6)

Parcours

- Maître de conférences depuis septembre 2004 à l'INSA de Strasbourg.
- Activité de recherche au LGeCO (2004-2007) puis au LSiIT depuis janvier 2008.
- Délégation CNRS au cours de l'année 2010-2011.
- Post-Doc CNRS au Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Micro-électronique de Montpellier (LIRMM), 2003-2004.
- Allocataire moniteur normalien, monitorat à l'Institut Français de Mécanique Avancée (IFMA, Clermont-Ferrand), 2000-2003

Mobilité

- Visiting Associate Professor, Stanford University, CA, USA, novembre 2010 - juin 2011.
- Séjour de recherche au Robotic Intelligence Lab, Universitat Jaume I, Castellò de la Plana, Espagne, novembre 2003 - janvier 2004.
- Stage de maîtrise au département Matériaux de l'Université de Californie Santa Barbara, CA, USA, avril - août 1998.

Activité d'enseignement

- Implication dans le département Mécanique de l'INSA Strasbourg :
 - Responsable de 5 modules d'enseignements de niveau L2 à M2
 - Responsable mobilité internationale pour le département Mécanique
 - Co-responsable du laboratoire d'enseignement de mécatronique
 - Responsable TICE de l'INSA Strasbourg de 2004 à 2007
- Membre du jury de l'agrégation externe de mécanique depuis 2009

Encadrements

- Titulaire de la Prime d'Excellence Scientifique (rang A) depuis 2009
- Co-encadrement de 2 thèses soutenues (encadrement cumulé de 100%) et de 2 thèses en cours (encadrement cumulé de 125%)
- Encadrement de 4 stages de Master (encadrement cumulé de 400%)

Publications

- H-index Scopus : 7
- 11 revues internationales (7 post-thèse, 9 indexées JCR ; 6 rang A & 2 rang B selon classification GDR Robotique), 1 brevet international, 1 revue nationale, 4 chapitres d'ouvrages, 23 conférences internationales

Reconnaissance scientifique

- Bourse Fulbright pour un séjour de recherche à l'Université de Stanford
- Travail de W. Bachta (doctorant co-encadré) reconnu par le Best Young Scientist Award à la conférence MICCAI 2007. La thèse de W. Bachta a par ailleurs reçu le 2ème prix de thèse du GDR Robotique (2009) et le prix de thèse du Conseil Général du Bas-Rhin en 2009.

Valorisation

- Brevet international pour un robot de stimulation magnétique transcrânienne
- Co-fondateur et membre du conseil scientifique d'Axilum Robotics, entreprise développant un robot de stimulation magnétique transcrânienne (création en avril 2011).

Projet lauréat du concours OSEO de création d'entreprise innovante en 2009 (catégorie Emergence) et 2010 (catégorie Création).

Projets et collaborations

- Participation depuis 2004 au programme multi-laboratoires Imagerie, Robotique Médicale et Chirurgicale (IRMC)
- Participation à un projet FUI "TMS Robot" labellisé par le pôle de compétitivité Alsace Biovalley (2011-2013), à 2 projets nationaux CNRS ROBEA (2001-2003 et 2003-2005), 1 projet international CNRS-JST (2007-2009) avec l'Université de Tohoku (Japon)
- Co-rédacteur d'un projet ANR EmergenceTec (2008-2010) sur la stimulation magnétique transcrânienne. Coordinateur de la conception et l'intégration du système robotique.
- Coordinateur scientifique d'un projet entre Strasbourg et Stanford soutenu par le France-Stanford Center for Interdisciplinary Studies.
- Coordinateur pour le LSIT du réseau d'équipement ROBOTEX.

Animation et administration de la recherche

- Relecteur pour les revues « Mechanism and Machine Theory », « IEEE Transactions on Robotics », « IEEE Transactions on Mechatronics », « Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I : Journal of Systems and Control Engineering ». Relecture d'articles pour les conférences IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, ASME International Design Engineering Technical Conferences, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention.
- Expert pour l'ANR, dans le cadre des appels à projets Technologies pour la Santé et l'Autonomie et Blanc International
- Membre suppléant élu de la commission de spécialistes de l'INSA de Strasbourg de 2006 jusqu'à sa disparition en 2008.
- Membre du comité d'organisation des Journées Nationales de la Recherche en Robotique (2007), co-organisation LSIT-LAB. Responsable session posters.
- Membre des GDR Robotique et STIC Santé

Présentation détaillée des activités

1 – Activité de recherche

L'activité de recherche développée a pour objectif de contribuer au développement de la robotique médicale par l'utilisation de la mécatronique. Ce thème de recherche s'est construit suite à mes travaux de thèse à Clermont-Ferrand puis post-doctoraux à Montpellier, comme expliqué dans un premier temps. Dans un deuxième temps, les projets de recherche développés depuis mon arrivée à Strasbourg en qualité de maître de conférences sont présentés.

1.1 – Emergence du thème

Mécanicien de formation, j'ai rapidement eu l'occasion dans mon parcours de chercheur de percevoir l'intérêt d'approches pluridisciplinaires, relevant de la mécatronique, pour améliorer la compréhension et finalement le fonctionnement de systèmes. Ainsi, durant mon stage de DEA au LMT de Cachan, j'ai d'abord pu mesurer l'intérêt d'intégrer la vision par ordinateur comme un capteur pour l'analyse du comportement des matériaux composites. L'estimation de champs de déplacements par vision a alors permis d'observer expérimentalement la rupture d'interfaces matrice/fibres de matériaux composites carbone/carbone [1]. Ce type d'observation a constitué une première car une instrumentation conventionnelle par jauges de déformation modifiait localement le comportement du matériau. Mes travaux de thèse ont conforté mon intérêt pour des approches multidisciplinaires, désormais dans le contexte de la robotique. Je me suis alors intéressé à l'apport de la vision pour l'identification géométrique de mécanismes parallèles, afin d'améliorer leur précision statique. L'activité s'est déroulée dans deux laboratoires à Clermont-Ferrand : le LaRAMA (désormais LAMI) et le LAS-MEA. Deux approches ont été développées correspondant respectivement à l'observation par vision de l'effecteur [2], i.e. l'organe terminal du mécanisme, et à l'observation des chaînes cinématiques liant la base à l'effecteur. Les éléments qui composent ces chaînes cinématiques apportent des informations riches concernant le comportement d'un robot parallèle, et étant souvent de nature cylindrique, il est assez facilement possible d'extraire leur pose par vision. Des algorithmes originaux ont été développés et testés pour utiliser ce type d'informations [3]. Seule la mise en synergie de la vision et la mécanique pouvait permettre d'aboutir à une telle contribution dans le domaine de l'étalonnage. Durant mon séjour post-doctoral au LIRMM à Montpellier, j'ai orienté mon activité vers le contexte de la robotique médicale [4]. La problématique, relevant de la chirurgie cardiaque, m'a permis d'appréhender les spécificités de la robotique médicale. Contribuer au développement de cette dernière par une approche mécatronique est devenu mon thème principal d'activité en intégrant mon poste de maître de conférences en septembre 2004 à l'INSA de Strasbourg.

-
- [1] F. Hild, S. Calloch, J.N. Perie, **P. Renaud**, « Couplages essais/ mesures de champs/ simulations : quelques exemples », in Colloque National Mecamat "Multi-Approche en Mécanique des Matériaux", 2001, Aussois,
 - [2] **P. Renaud**, N. Andreff, J.-M. Lavest, M. Dhome, « Simplifying the Kinematic Calibration of Parallel Mechanisms Using Vision-Based Metrology », IEEE Transactions on Robotics, Vol. 22(1), pp. 12-22.
 - [3] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, « Kinematic calibration of parallel mechanisms : a novel approach using legs observation », IEEE Transactions on Robotics, Vol. 21, n°4, pp. 529-538.
 - [4] M. Sauvee, **P. Renaud**, Ph. Poinet, J. Triboulet, E. Dombre, M. Karouia, N. Bonnet, A. Noce "Mitral valve leaflet motion tracking in ultrasound images", Surgetica 2005 : Computer Assisted Medical and Surgical Interventions, Sauramps Medical, pp. 237-244, ISBN 2840234084.

1.2. – Projets de recherche

Stimulation magnétique transcrânienne

Problématique : La SMT est une technique médicale non-invasive, indolore, visant à traiter des pathologies telles que la dépression nerveuse par stimulation du cortex cérébral. Pour ce faire, une sonde de stimulation magnétique doit être positionnée de manière précise au cours du temps autour du patient. Le geste est délicat, et la précision est difficile à obtenir en réalisant le geste manuellement, même à l'aide d'un système de navigation. La robotisation vise donc à améliorer la précision du traitement, et à rendre possible son développement en fournissant un système quasi-autonome de traitement.

Proposition et résultats principaux : Le système devant réaliser de manière semi-autonome le positionnement de la sonde, les impératifs de sécurité sont très élevés. Nous avons donc proposé dans le cadre de la thèse de Cyrille Lebossé [1] (soutenue en mai 2008, co-encadrée avec B. Bayle et M. de Mathelin), de développer une architecture spécifique intrinsèquement sûre, en construisant son espace de travail au plus proche de celui nécessaire pour la tâche. Les risques de contact non souhaités avec le patient sont ainsi minimisés. Une architecture mécanique originale a été conçue et brevetée [2], dont l'efficacité et la sûreté tiennent notamment à l'utilisation de capteurs d'effort pouvant être placés directement au contact avec le patient, sans influence du champ magnétique généré par la sonde de stimulation. La réponse au besoin médical n'a donc pu être faite qu'en combinant un travail de synthèse de la structure robotique à un travail de caractérisation des capteurs d'effort utilisés. L'évaluation de ces derniers [3] a montré l'existence de fortes non-linéarités lors de sollicitations dynamiques et des modèles de compensation ont été développés. La structure du système robotique et de sa commande ont été mises en place dans le cadre de la thèse de C. Lebossé, la finalisation du prototype et son évaluation [4] ayant lieu dans le cadre d'un projet ANR EmergenceTec. Nous avons obtenu l'autorisation de réaliser des essais sur sujets sains avec le système, et une entreprise a été créée pour commercialiser le système (voir rubrique Valorisation).

- [1] C. Lebossé, "Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale", Thèse de l'Université Louis Pasteur, mai 2008.
- [2] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, E. Laroche, "Installation robotisée pour le positionnement et le déplacement d'un organe ou instrument et appareil de traitement comprenant une telle installation", WO/2008/001003, juin 2007.
- [3] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, "Modeling and evaluation of low cost force sensors", IEEE Transactions on Robotics, Volume 27, Issue 4, août 2011.
- [4] L. Rainero, **P. Renaud**, B. Bayle, C. Lebossé, M. de Mathelin, "Design and Evaluation of a Robotic System for Transcranial Robotic Stimulation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, en révision mineure

Chirurgie cardiaque à cœur battant

Problématique : Réaliser un pontage coronarien par une voie minimalement invasive et à cœur battant reste un défi sur le plan médical. La dynamique du cœur, les efforts qu'il exerce sur un stabilisateur passif conventionnel rendent peu performants les dispositifs actuellement utilisés. En robotique, le problème reste complexe, en particulier avec les approches usuelles visant à synchroniser le mouvement de l'outil du chirurgien avec la surface du cœur.

Proposition et résultats principaux : Dans le cadre de la thèse de Wael Bachta (soutenue en décembre 2008, co-encadrée avec J. Gangloff et E. Laroche), une nouvelle décomposition de la tâche a été proposée avec l'introduction du principe d'un stabilisateur cardiaque actif. Ce stabilisateur, baptisé Cardiolock, est contrôlé en temps réel à partir de l'information visuelle recueillie par la caméra endoscopique. Toute déformation nuisant à la précision du geste peut alors être détectée et compensée. Sur le plan de la sécurité cette approche est particulièrement pertinente du fait des faibles déplacements mis en jeu : un défaut de commande, par exemple, ne peut entraîner de risque pour le cœur lors de l'acte chirurgical. La compensation est réalisée par un mécanisme compliant piloté par des actionneurs piezoélectriques : leur association permet de disposer de dynamiques importantes en l'absence de tout jeu de fonctionnement. Trois axes de recherche ont été développés. La synthèse de mécanismes compliants adéquats a tout d'abord été étudiée. Nous avons proposé l'emploi de singularités propres aux mécanismes parallèles pour pouvoir disposer d'une amplitude de compensation suffisante [1]. Le choix de la commande du système a ensuite été discuté, en cherchant à déterminer les informations a priori sur le mouvement cardiaque qu'il est pertinent de prendre en compte dans la synthèse de la commande [2]. Enfin, un travail de modélisation du mouvement cardiaque pour la commande a été proposé [3]. Deux prototypes ont été conçus, et des expérimentations sur cochon ont pu montrer l'efficacité de l'approche.

Le travail a fait l'objet d'une reconnaissance internationale forte, avec l'attribution d'un Young Scientist Award à W. Bachta à la conférence internationale « Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention 2007 ». L'article a par ailleurs été

présenté en session plénière (7% d'acceptation), et sélectionné par la suite pour une soumission à la revue *Computer Aided Surgery* [4]. La qualité de la thèse de Wael Bachta a par ailleurs été très appréciée, avec l'obtention du prix de thèse 2009 du Conseil Général du Bas-Rhin et du 2ème prix de thèse du GDR Robotique. Ce projet reste source de problématiques scientifiques. Raphaël Juston (Master ISTI, 2009) s'est intéressé à la recherche de structures compliantes parallèles pouvant répondre au besoin médical. Lennart Rubbert a par ailleurs débuté un travail de thèse sur ce thème en octobre 2009 (thèse en cours, co-encadrée avec J. Gangloff). L'objectif de son travail est de proposer des architectures de systèmes de stabilisation directement intégrés à l'outil, en incluant actionneurs et capteurs au sein même du dispositif.

- [1] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, J. Gangloff, "The Cardiolock Project : Design of an Active Cardiac Stabilizer for Cardiac Surgery", *ASME Journal of Mechanical Design*, Vol. 133, juillet 2011.
- [2] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff "Active stabilization for robotized beating heart surgery", *IEEE Transactions on Robotics*, Volume 27, n°4, août 2011.
- [3] W. Bachta, **P. Renaud**, L. Cuvillon, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff, "Motion Prediction for Computer-Assisted Beating Heart Surgery", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 11, n°11, pp. 2561-2563, novembre 2009.
- [4] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff, "Cardiolock : an active cardiac stabilizer - First in vivo experiments using a new robotized device", *Computer Aided Surgery*, Vol. 13, n°5, pp. 243-254, 2008.

Robotique pour l'IRM

Problématique : Dans le cadre du Programme de recherche multi-laboratoires Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale (IRMC), nous collaborons avec A. Gangi, chef du pôle Imagerie de l'Hôpital Civil de Strasbourg, sur le thème des procédures percutanées sous IRM. Il s'agit de réaliser des gestes tels que des biopsies ou des ablations de tumeurs cancéreuses en ayant recours uniquement à l'insertion d'aiguilles, directement sous imageur. L'intérêt médical est évident, en visualisant en temps réel le geste réalisé. Le scanner IRM n'utilise de plus pas de rayons ionisants et les images obtenues permettent une très bonne discrimination des tissus. Actuellement, le radiologue est cependant contraint de procéder manuellement à la recherche du positionnement du point d'insertion de l'aiguille sur le patient et à son orientation. Pour cela, il doit naviguer parmi les coupes disponibles, et reconstruire mentalement le positionnement spatial optimal de l'aiguille. La procédure est longue, et le positionnement manuel des aiguilles reste d'une précision limitée, du fait notamment de la faible accessibilité dans le tunnel de l'IRM.

Proposition et résultats principaux : Nous avons proposé dans le cadre de la thèse de S. Abdelaziz (thèse en cours, débutée en octobre 2008, co-encadrée avec B. Bayle et M.

de Mathelin) une assistance robotique originale : si la plupart des systèmes proposés dans la littérature sont conçus pour une insertion quasi-automatique des aiguilles, en éloignant le praticien du patient, notre système est conçu pour être aussi « transparent » que possible durant l'intervention. Le dispositif permet de réaliser le positionnement de l'axe des aiguilles à partir des images IRM. L'insertion en revanche est toujours confiée au radiologue, qui dispose alors d'un retour haptique naturel durant l'insertion. Ce type de retour est en effet important pour détecter des événements tels que la rupture de la capsule prostatique. Pour réaliser un système compact, gênant au minimum le praticien, nous avons fait appel à des structures particulières, les robots à câbles [1]. Pour ces dispositifs, le mouvement de l'effecteur est obtenu en déroulant des câbles dont la tension permet par ailleurs d'assurer la rigidité de l'effecteur. Les actionneurs peuvent être déportés, ce qui favorise la compacité et la compatibilité avec le scanner IRM, dont le fort champ magnétique introduit des contraintes fortes de conception. Pour maîtriser le comportement du système, nous avons par ailleurs proposé une structure novatrice qui combine une géométrie de type treillis et des dispositifs compliants couplés à des capteurs à technologie optique. La mesure des positions et tensions des câbles est ainsi réalisée à l'intérieur de l'IRM, au plus près de la tâche à réaliser.

Ce travail plus récent a déjà donné lieu à une première publication en revue internationale [2]. La problématique de la conception de dispositifs compatibles avec l'IRM est vaste, car le fort champ magnétique d'un scanner IRM impose de revoir aussi bien structure, capteurs qu'actionneurs utilisés en robotique. Laure Esteveny (2010) et Lenart Rubbert (2009), que j'ai encadrés durant leur stage de Master, se sont intéressés en particulier au problème de la conception de capteurs à technologie optique compatible avec de forts champs magnétiques.

Ce thème a constitué par ailleurs l'élément central de mon séjour au cours de l'année 2010-2011 à l'Université de Stanford, au sein du Biomimetics and Dexterous Manipulation Lab du Prof. M. Cutkosky. J'ai alors participé à 2 projets : l'un concerne le développement d'aiguilles actives compatibles IRM et l'autre vise à développer un système de positionnement d'aiguilles de compacité encore supérieure à la solution actuelle. La collaboration que j'ai initiée s'est d'ores et déjà traduite par une publication commune en conférence internationale [3]. Par ailleurs, nous avons proposé d'intensifier les échanges entre Strasbourg et Stanford, autour du thème de la radiologie interventionnelle en s'appuyant sur le soutien du France-Stanford for Interdisciplinary Studies (voir Collaborations).

- [1] S. Abdelaziz, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, "Combining Structural and Kinematic Analysis Using Interval Analysis for a Wire-Driven Manipulator", in *Advances in Robot Kinematics : Motion in Man and Machine*, Springer, 2010, J. Lenarcic, M. Stanisic Eds, ISBN : 978-90-481-9261-8.
- [2] S. Abdelaziz, L. Esteveny, **P. Renaud**, B. Bayle, L. Barbé, M. de Mathelin, A. Gangi, "Design Considerations for a Novel MRI Compatible Manipulator for Prostate Cryoablation", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, avril 2011.

-
- [3] S.C. Ryu, **P. Renaud**, R. Black, B. Daniel, M.R. Cutkosky, "Feasibility Study of an Optically Actuated MR-compatible Active Needle", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2011, à paraître.

2. – Collaborations

L'activité de recherche développée a pris place dans des projets à l'échelle régionale, nationale et internationale.

2.1. – Au plan régional

A mon arrivée à Strasbourg en 2004, mon activité de recherche a débuté par des collaborations suivies avec le LSIIT, dans le cadre des projets de SMT et de chirurgie à cœur battant. En 2008 j'ai finalement rejoint le LSIIT.

Dans le cadre du projet de SMT, je me suis impliqué dans une collaboration entre 4 partenaires du programme de recherche multi-laboratoires IRMC :

- le LGeCO lorsque j'en étais encore membre ;
- le LSIIT, pour certains aspects de la commande du système ;
- l'Institut de Physique Biologique (UMR7191) pour le travail sur les images IRM nécessaires au traitement ;
- l'Unité Psychiatrie des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg (HUS) pour le lien avec l'application médicale, avec la collaboration de J. Foucher.

De 2004 à 2009 j'ai assuré la coordination du projet sur le plan de la conception et l'intégration du système robotique.

La collaboration s'est ensuite poursuivie à travers un projet ANR EmergenceTec (300 keuros, 2009-2010), dont j'ai été le rédacteur avec J. Foucher.

Ce projet a permis de préparer la création d'une entreprise destinée à la commercialisation du système robotique de TMS, comme précisé dans le paragraphe concernant la valorisation. Participation également à un projet FUI labellisé par le pôle de compétitivité Alsace Biovalley "TMS Robot" (2011-2013).

2.2 – Au plan national

J'ai eu l'occasion de collaborer avec différents laboratoires de robotique français lors de projets CNRS ROBEA :

- MAX : Machines à Architectures Complexes - De la conception à la performance et à l'autonomie (2001-2003). Partenaires : LIRMM, LASMEA, IRCCyN, INRIA Sophia-Antipolis
- GABIE : Guidage Actif Basé sur les Images Echographiques (2003-2005). Partenaires : LIRMM, LRP, CEA, TIMC, Hôpitaux de Grenoble et La Pitié-Salpêtrière

Je suis par ailleurs correspondant pour le LSIIT dans le réseau d'équipement ROBOTEX (appel à projets Equipex) rassemblant les laboratoires français de robotique.

2.3. – Au plan international

Le projet sur la chirurgie à cœur battant a fait l'objet d'une collaboration avec le Hashimoto Lab de l'université de Tohoku (Japon), dans le cadre d'un projet CNRS-JST « Information Processing and Control for Robotized Endoscopic Surgery » (2007-2009). La collaboration a porté sur le projet de stabilisation active, en évaluant des techniques de suivi dans l'image permettant d'affiner l'évaluation de la compensation nécessaire.

Je suis par ailleurs co-responsable d'un projet autour de la radiologie interventionnelle, liant Stanford Medical School, Stanford University, les HUS et l'Université de Strasbourg. Projet soutenu par le France-Stanford Center for Multidisciplinary Studies (1an, 15k\$). Le projet a pour objectif de préparer ensuite une collaboration plus pérenne, par le biais d'appel à projets plus conséquents.

3. – Encadrements

3.1. – Co-encadrement de thèses

- Salih ABDELAZIZ, « Développement d'un système robotique pour la radiologie interventionnelle sous IRM », co-encadrement à 50% avec M. de Mathelin (directeur) et B. Bayle. Thèse débutée en octobre 2008, soutenance prévue en 2012.
- Lennart RUBBERT, « Stabilisation robotisée pour la chirurgie des coronaires », co-encadrement à 75% avec J. Gangloff (directeur). Thèse débutée en octobre 2009, soutenance prévue en septembre 2012.
- Wael BACHTA, « Conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif », co-encadrement à 50% avec J. Gangloff (directeur) et E. Laroche. Thèse soutenue le 8 décembre 2008. Prix de thèse de l'Université de Strasbourg 2009. Lauréat du 2ème prix de thèse du GDR Robotique 2009. W. Bachta est maintenant maître de conférences à l'ISIR, UPMC, Paris.
- Cyrille LEBOSSÉ, « Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale », co-encadrement à 50% avec M. de Mathelin (directeur) et B. Bayle. Thèse soutenue le 15 mai 2008. C. Lebossé est maintenant ingénieur R&D chez Luxscan Technologies, Luxembourg.

3.2. – Encadrement de stages de Master 2

- Lennart RUBBERT, « Conception d'un capteur d'effort pour la stimulation magnétique transcrânienne robotisée », encadrement à 100%, Master Images, Sciences et Technologies de l'Information (ISTI), parcours Automatique et Robotique, Université de Strasbourg, mars-septembre 2009.
- Raphaël JUSTON, « Conception d'un stabilisateur cardiaque robotisé », encadrement à 100%, Master Images, Sciences et Technologies de l'Information, parcours Automatique et Robotique, Université de Strasbourg, mars-septembre 2009.
- Laure ESTEVENY, « Conception d'un guide d'aiguille pour la radiologie interventionnelle sous IRM », encadrement à 100%, Master Images, Robotique et Ingénierie

pour le Vivant, parcours Automatique et Robotique, Université de Strasbourg, mars-septembre 2010.

- Adrien GUIGNABERT, « Alliages à mémoire de forme : étude d'intégration pour la SMT », encadrement à 100%, Master Images, Robotique et Ingénierie pour le Vivant, parcours Automatique et Robotique, Université de Strasbourg, mars-septembre 2010.

3.3. – Encadrement de stages de niveau Master en école d'ingénieurs

J'ai par ailleurs assuré l'encadrement de plus d'une douzaine d'étudiants en stages de fin d'études durant mes activités à Clermont-Ferrand, Montpellier et Strasbourg.

4. – Reconnaissance scientifique et valorisation

4.1. – Reconnaissance scientifique

Le travail réalisé par Wael Bachta dans le projet de chirurgie robotisée à cœur battant a été reconnu au plan international, par une sélection pour présentation en session plénière à la conférence « Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention 2007 » (7% des articles retenus). W. Bachta a de plus obtenu à la suite de cette présentation le prix « Young Scientist Award ». Sa thèse a obtenu le prix de thèse de l'Université de Strasbourg, remis par le Conseil Général du Bas-Rhin et le 2ème prix de thèse 2009 du GDR Robotique.

Chairman de session « Perception et commande pour la robotique médicale », conférence IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems 2009 à Saint Louis (USA).

Fulbright Fellowship pour un séjour de chercheur invité à l'université de Stanford

Prime d'Excellence Scientifique (rang A) depuis octobre 2009

4.2. – Valorisation

Le système de stabilisation active a fait l'objet d'un dépôt initial de brevet (WO/2008/107593, 2008) qui n'a pas cependant pas été poursuivi.

Le système de SMT fait l'objet d'un brevet international (WO/2008/001003, EP2032066, juin 2007).

Le soutien de l'ANR à travers le financement d'un projet en catégorie EmergenceTec (2009-2010) a permis l'embauche d'un ingénieur pour poursuivre le développement du système de SMT. En parallèle, une démarche de création d'entreprise a été engagée autour de ce projet. Nous avons obtenu le soutien du Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche en étant lauréat du Concours National

d'aide à la création d'entreprises de technologies innovantes organisé par OSEO en 2009 et 2010, respectivement en catégorie Emergence et Création-développement. Le transfert technologique a débouché sur la création d'Axilum Robotics en avril 2011 (<http://www.axilumrobotics.com/>), société visant à la commercialisation du système, dont je suis co-fondateur. Le laboratoire et Axilum Robotics sont partenaires dans le cadre d'un projet FUI débutant fin 2011.

5. – Animation et administration de la recherche

Relecteur pour les revues « Mechanism and Machine Theory », « IEEE Transactions on Robotics », « IEEE Transactions on Mechatronics », « Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I : Journal of Systems and Control Engineering ». J'ai par ailleurs assuré la relecture d'articles pour les conférences IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, ASME International Design Engineering Technical Conferences, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention.

Séminaires invités au Japon et aux Etats-Unis :

- « Design of Novel Medical Devices », Tohoku University, juin 2007
- « Mechatronics and Medical devices », University of California Santa Cruz, octobre 2009
- « Mechatronics for Medical Robotics », Stanford University, novembre 2010

Expert pour l'ANR, dans le cadre des appels à projets Technologies pour la Santé et l'Autonomie et Blanc International

Membre des GDR Robotique et STIC-Santé

Membre suppléant élu de la commission de spécialistes de l'INSA de Strasbourg de 2006 jusqu'à sa disparition en 2008.

Membre du comité d'organisation des Journées Nationales de la Recherche en Robotique (JNRR, Obernai, 2007), co-responsable de la session « Posters » pour les doctorants. En collaboration avec le Laboratoire d'Automatique de Besançon, nous avons organisé en 2007 cette conférence qui réunit tous les deux ans la communauté française de la recherche en robotique, avec la présence de quelques autres francophones. L'édition d'Obernai a accueilli 155 chercheurs, avec 23 présentations scientifiques et 30 posters doctorants.

Responsable informatique du Laboratoire d'Informatique, de Conception et d'Intelligence Artificielle (LICIA, devenu LGECO) de 2004 à 2006.

Représentant des doctorants de la formation doctorale Génie Mécanique - Génie Civil au conseil de l'Ecole Doctorale Sciences Pour l'Ingénieur (2000-2003). Co-organisateur

de la journée annuelle de présentation des sujets de thèse.

6. – Activité d'enseignement

6.1. – Profil

La présentation de mon activité de recherche a permis de souligner mon intérêt pour une approche pluridisciplinaire de la conception et la commande de systèmes. J'ai, de fait, un profil tourné vers la pluridisciplinarité : concepteur de formation, j'ai enrichi mon bagage en commande, vision par ordinateur au cours de mes travaux de thèse puis dans mon activité de recherche actuelle. J'ai donc à cœur de transmettre aux étudiants l'importance et l'intérêt de démarches de conception intégrant au mieux les fonctions de perception, d'actionnement et de commande dans les systèmes. J'en ai l'occasion en enseignant la robotique aux étudiants de spécialité Mécatronique de l'INSA de Strasbourg, mais également des activités de projet en mécatronique, et d'automatique pour des étudiants en spécialité Génie Mécanique et Plasturgie.

6.2. Principaux enseignements effectués

Mes enseignements concernent principalement l'automatique, la robotique, et la mécanique. Ces enseignements sont à destination d'étudiants d'école d'ingénieurs (de L2 à M2) et d'étudiants de Master (IT de 2005 à 2007, ISTI puis IRIV). Le tableau fourni en page suivante liste les enseignements effectués, en indiquant l'intitulé, le volume horaire avec le type d'activité et les mots clés associés à chaque module. Sur les années 2008-2009 et 2009-2010 (pas d'enseignement en 2010-2011, étant en délégation CNRS), mon service correspond en moyenne à 310 heures équivalent TD.

En qualité d'enseignant en spécialité mécatronique j'ai par ailleurs encadré une douzaine d'étudiants lors de stages de fin d'études en milieu industriel ou en laboratoire.

6.3. – Responsabilités et engagements pédagogiques

Je suis actuellement responsable de 5 modules d'enseignement :

- Sciences expérimentales, en niveau L2. J'ai participé au montage de ce module à sa création en 2007 ;
- Automatique, en niveau L3. J'ai monté ce cours pour le département Mécanique en 2007.
- Projet Mécatronique, en niveau L3
- Automatique, en niveau M1
- Robotique, en niveau M2. J'ai entièrement remanié ce cours à mon arrivée en 2004 à l'INSA puis lors de la mise en place du Master ISTI.

Module, mots-clés et volume horaire annuel	Niveau	Année(s)
Automatique 1 Automatique, systèmes linéaires, modélisation, analyse de systèmes asservis 14h C, 64h TD	L3	2007-2011 (INSA)
Automatique 2 Automatique, systèmes séquentiels, correction de systèmes linéaires continus 18h C, 36h TD	M1	2004-2011 (INSA)
Biomécanique Modélisation de systèmes poly-articulés, dynamique de corps rigides 8h C	M2	2005-2007 (Master IT)
Intégration de systèmes robotiques Robotique, vision par ordinateur, étalonnage et identification de systèmes 16h C, 4h TD, 32h TP	M2	2004-2011 (INSA) 2006-2011 (Master IRIV)
Mécanique générale Analyse de systèmes poly-articulés, formalisme de Lagrange 20h TD (INSA), 25h TD, 36h TP (IFMA)	L3 L3	2007-2011 (INSA) 2000-2003 (IFMA)
Projet mécatronique Projet, conception, commande 42h TD	L3/M1/M2	2004-2011 (INSA)
Automatique - Mise à niveau Notion de système, transformée de Laplace 14h C/TD	L3	2004-2007 (INSA)
Sciences expérimentales Instrumentation, notion de système asservi, technologies d'actionnement 24h TP	L2	2007-2011 (INSA)
Bases de la conception et de la fabrication Modélisation de mécanismes, CAO 24h TP	L3	2000-2003 (IFMA)
Étalonnage et identification de systèmes Identification de systèmes 4h TD	M2	2000-2003 (IFMA)

TAB. 4.1 – Récapitulatif des enseignements effectués

Je suis par ailleurs actuellement :

- responsable mobilité internationale pour le département Mécanique (gestion des étudiants entrants/sortants, définition et suivi des programmes individuels de formation)
- co-responsable d'un laboratoire d'enseignement de mécatronique (budget annuel d'environ 18keuros). Ce laboratoire comprend 2 salles d'enseignement, dont l'une est destinée à l'instrumentation et l'autre à l'électronique. Une vingtaine de PC y sont installés ainsi que du matériel de mesure et de commande. Un assistant-ingénieur sous ma responsabilité assure le fonctionnement du matériel. Ce laboratoire est en cours d'évolution, après la restructuration des locaux de la Plate-Forme Mécanique qui l'héberge en 2010. Nous sommes en particulier en train de créer un nouvel espace de travaux pratiques dédiés à l'automatique et la robotique pour les étudiants du département Mécanique.

Je suis depuis 2009 membre du jury de l'agrégation externe de mécanique. Mon profil pluridisciplinaire va dans le sens de l'évolution de l'enseignement des sciences de l'ingénieur à l'heure actuelle, avec de nouveaux programmes intégrant résolument cette dimension.

J'ai assuré la fonction de professeur de classe pour les étudiants en L3 en mécatronique (suivi des étudiants, validation des stages d'été), en étant membre du bureau du département Mécanique de l'INSA, de 2005 à 2010.

J'ai par ailleurs été de 2004 à 2007 le correspondant TICE pour l'INSA de Strasbourg. Les Technologies pour l'Information et la Communication pour l'Enseignement peuvent permettre l'amélioration de l'efficacité pédagogique, et parfois par ailleurs des mutualisations d'enseignement. Mon rôle a été de correspondre avec les responsables TICE des 4 autres centres INSA pour développer des interactions en enseignement grâce aux TICE. Une expérimentation a ainsi été mise en place entre plusieurs centres, pendant laquelle plusieurs modules d'enseignement ont été assurés par un centre, et suivis par un ou plusieurs autres centres à distance. J'ai par ailleurs assuré l'animation d'un groupe de travail sur l'implantation d'un Environnement Numérique de Travail, qui a conduit au choix d'une solution ensuite déployée par une chargée de mission assurant à temps plein entre 2007 et 2010 le développement des TICE.

Lors de mon expérience de moniteur, j'avais par ailleurs co-organisé un stage à l'intention des moniteurs du CIES de Lyon dont le thème était : « L'enseignement des Sciences Pour l'Ingénieur : Evoluer avec les élèves et les industriels ».

7. – Publications

Bilan quantitatif de mon activité de publication (au 15 septembre 2011) :

- H-index Scopus : 7
- 11 revues internationales : 7 post-thèse, 9 indexées JCR, 6 de rang A & 2 de rang B (selon classification du GDR Robotique)
- 1 brevet international
- 1 revue nationale
- 4 chapitres d'ouvrages
- 23 conférences internationales
- 5 conférences nationales
- 1 revue internationale en révision mineure et 3 conférences internationales soumises

Reuves internationales avec comité de lecture

- [1] L. Rainero, **P. Renaud**, B. Bayle, C. Lebossé, M. de Mathelin, « Design and Evaluation of a Robotic System for Transcranial Robotic Stimulation », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, en révision mineure.
- [2] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, J. Gangloff, « The Cardiolock Project : Design of an Active Cardiac Stabilizer for Cardiac Surgery », ASME Journal of Mechanical Design, Vol. 133, n°7, pp. 071002-1–071002-10, juillet 2011.
- [3] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff, « Active stabilization for robotized beating heart surgery », IEEE Transactions on Robotics, Volume 27, n°4, pp. 757-768, août 2011.
- [4] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Modeling and evaluation of low cost force sensors », IEEE Transactions on Robotics, Volume 27, Issue 4, pp. 815-822, août 2011.
- [5] L. Rubbert, **P. Renaud**, W. Bachta, J. Gangloff, « Compliant mechanisms for an active cardiac stabilizer : lessons and new requirements in the design of a novel surgical tool », Mechanical Sciences, Vol. 2, pp. 119-127, 2011.
- [6] S. Abdelaziz, L. Esteveny, **P. Renaud**, B. Bayle, L. Barbé, M. de Mathelin, A. Gangi, « Design Considerations for a Novel MRI Compatible Manipulator for Prostate Cryoablation », International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, avril 2011.
- [7] W. Bachta, **P. Renaud**, L. Cuvillon, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff, « Motion Prediction for Computer-Assisted Beating Heart Surgery », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 56, n°11, pp. 2551-2563, novembre 2009.
- [8] W. Bachta, **P. Renaud**, E. Laroche, A. Forgione, J. Gangloff, « Cardiolock : an active cardiac stabilizer - First in vivo experiments using a new robotized device », Computer Aided Surgery, Vol. 13, n°5, pp. 243-254, septembre 2008.
- [9] **P. Renaud**, A. Vivas, N. Andreff, P. Poignet, P. Martinet, F. Pierrot, O. Company, « Kinematic and Dynamic Identification of Parallel Mechanisms », Control Engineering Practice, 14(9), pp. 1099-1109, 2006.

-
- [10] **P. Renaud**, N. Andreff, J.-M. Lavest, M. Dhome, « Simplifying the Kinematic Calibration of Parallel Mechanisms Using Vision-Based Metrology », *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 22, n°1, pp. 12-22, 2006.
 - [11] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, « Kinematic calibration of parallel mechanisms : a novel approach using legs observation », *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 21, n°4, pp. 529-538, 2005.
 - [12] N. Andreff, **P. Renaud**, P. Martinet, F. Pierrot, « Vision-based kinematic calibration of an H4 parallel mechanism : practical accuracies », *Industrial Robot*, Vol. 31, n°3, pp. 273-283, mars 2004.

Brevets

- [1] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, E. Laroche, "Installation robotisée pour le positionnement et le déplacement d'un organe ou instrument et appareil de traitement comprenant une telle installation", WO/2008/001003, EP2032066, juin 2007.

Chapitres d'ouvrages

- [1] J. Gagne, W. Bachtta, **P. Renaud**, O. Piccin, E. Laroche, J. Gangloff, « Beating Heart Surgery : Active Compensation for Minimally Invasive Coronary Artery Bypass Grafting », *Computational Surgery*, Springer, à paraître.
- [2] W. Bachtta, **P. Renaud**, E. Malis, K. Hashimoto, J. Gangloff, « Visual servoing for beating heart surgery » in *Visual Servoing via Advanced Numerical Methods*, LNCS, Springer, G. Chesi, K. Hashimoto Eds, 2010, ISBN : 978-1-84996-088-5.
- [3] S. Abdelaziz, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Combining Structural and Kinematic Analysis Using Interval Analysis for a Wire-Driven Manipulator? », in *Advances in Robot Kinematics : Motion in Man and Machine*, Springer, 2010, J. Lenarcic, M. Stanisic Eds, ISBN : 978-90-481-9261-8.
- [4] B. Bayle, O. Piccin, L. Barbé, **P. Renaud** and M. de Mathelin, « Image guided Interventions and Robotics » in *Computational Surgery and Dual Training*, Springer, M. Garbey, B. Bass, C. Collet, M. de Mathelin, R. Tran-Son-Taya Eds, 2010, ISBN : 978-1441911223.

Revue francophones avec comité de lecture

- [1] C. Lebossé, B. Bayle, **P. Renaud**, M. de Mathelin, "Planification de mouvements des manipulateurs redondants lorsque le mouvement de l'organe terminal est imposé", *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, Vol. 42, n°1, pp. 95-115, 2008.

Conférences internationales avec comité de lecture et édition des actes

- [1] S.C. Ryu, Z.F. Quek, **P. Renaud**, R. Black, B. Daniel, M.R. Cutkosky, « An Optical Actuation System and Curvature Sensor for a MR-compatible Active Needle », soumis à *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.

- [2] L. Esteveny, S. Abdelaziz, L. Barbé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Development of a MR-compatible cable-driven manipulator : design and technological issues », soumis à IEEE International Conference on Robotics and Automation.
- [3] L. Rubbert, **P. Renaud**, J. Gangloff, "A design method for active surgical tools and its application for cardiac stabilization », soumis à IEEE International Conference on Robotics and Automation.
- [4] S.C. Ryu, **P. Renaud**, R. Black, B. Daniel, M.R. Cutkosky, « Feasibility Study of an Optically Actuated MR-compatible Active Needle », IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, à paraître.
- [5] S. Abdelaziz, L. Esteveny, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Design and optimization of of a novel MRI compatible wire-driven robot for prostate cryoablation », ASME 2011 Design Engineering Technical Conference.
- [6] S. Abdelaziz, L. Esteveny, **P. Renaud**, B. Bayle, L. Barbé, M. de Mathelin, A. Gangi, « Design Considerations for a Novel MRI Compatible Manipulator for Prostate Cryoablation », 25th International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery, Berlin, Allemagne, juin 2011.
- [7] **P. Renaud**, M. de Mathelin, « Kinematic Analysis for a Novel Design of MRI-Compatible Torque Sensor ». In IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS), Saint Louis, MO, USA, octobre 2009, pp. 2640 - 2646.
- [8] W. Bachtá, **P. Renaud**, E. Laroche, J. Gangloff, « Cardiolock2 : Parallel singularities for the design of an active cardiac heart stabilizer ». In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA), Kobe, Japon, mai 2009, pp. 3839-3844.
- [9] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Nonlinear modeling of low cost force sensors ». In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA), Pasadena, USA, mai 2008, pp. 3437 - 3442.
- [10] W. Bachtá, E. Laroche, **P. Renaud**, J. Gangloff, « Asservissement d'un stabilisateur cardiaque actif », In Conférence Internationale Francophone d'Automatique (CIFA), 2008, Bucarest.
- [11] W. Bachtá, E. Laroche, **P. Renaud**, J. Gangloff, « Active cardiac stabilization using H infinity control methodology », IFAC World Congress, 2008, pp. 11642-11647.
- [12] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M; de Mathelin, J. Foucher, « A Robotic System for Automated Image-Guided Transcranial Magnetic Stimulation ». Third IEEE-NIH Life Sciences Systems and Applications Workshop, Bethesda, USA, pp. 55-58, 2007.
- [13] W. Bachtá, **P. Renaud**, E. Laroche, A. Forgione and J. Gangloff . « Design and control of a new active cardiac stabilize »". In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS) San Diego, USA, 2007, pp. 404-409.
- [14] W. Bachtá, **P. Renaud**, E. Laroche, J. Gangloff and A. Forgione. « Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first in vivo experiments using a new robotized device". In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI) Brisbane, Australia, 2007, LNCS 4791, pp. 78-85. MICCAI Young Scientist Award in Robotics for W. Bachtá.

-
- [15] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, E. Laroche, J. Foucher, « Robotic image-guided transcranial magnetic stimulation », CARS 2006, Osaka, Japan, pp.137-139.
- [16] O. Piccin, **P. Renaud**, L. Barbé, B. Bayle, B. Maurin, M. de Mathelin. « A robotized needle insertion device for percutaneous procedures ». Proceedings of the 2005 ASME Design Engineering Technical Conferences, Long Beach, CA, USA, September 2005.
- [17] M. Sauvee, **P. Renaud**, Ph. Poignet, J. Triboulet, E. Dombre, M. Karouia, N. Bonnet, A. Noce « Mitral valve leaflet motion tracking in ultrasound images » Surgetica 2005 : Computer Assisted Medical and Surgical Interventions, Sauramps Medical, pp. 237-244, ISBN 2840234084.
- [18] **P. Renaud**, E. Cervera, P. Martinet, « Towards a reliable vision-based mobile robot formation control », IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 3176-3181, october 2004, Sendai, Japon.
- [19] **P. Renaud**, N. Andreff, F. Pierrot, P. Martinet, « Combining end-effector and legs observation for kinematic calibration of parallel mechanisms », IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'2004), avril 2004, New-Orleans, USA.
- [20] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, « On Vision-based Kinematic Calibration of a Stewart-Gough Platform » - 2003 IFTOMM World Congress in Mechanism and Machine Science, pp. 1906-1911, postponed in april 2004, Tianjin, China.
- [21] **P. Renaud**, N. Andreff, S. Krut, G. Gogu, « Kinematic calibration of linear-actuated parallel mechanisms from leg observation » - 35th International Symposium on Robotics, avril 2004, Paris, France.
- [22] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, M. Dhome, « Optimal pose selection for vision-based kinematic calibration of parallel mechanisms » - IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'2003), pp. 2223-2228, vol. 3, Las Vegas, USA, octobre 2003, ISBN 0-7803-7861-X.
- [23] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, « On Vision-based Kinematic Calibration of n-leg parallel mechanisms » - 13th IFAC Symposium on System Identification, août 2003, Rotterdam, Netherlands.
- [24] **P. Renaud**, N. Andreff, F. Marquet, P. Martinet, « Vision-based Kinematic Calibration of a H4 parallel mechanism » - 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1191-1196, Taipei, Taiwan, septembre 2003, ISBN 0-7803-7737-0.
- [25] **P. Renaud**, N. Andreff, M. Dhome, P. Martinet, « Experimental Evaluation of a Vision-Based Measuring Device for Parallel Machine-Tool Calibration », in 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'2002), pp. 1868-1873, Lausanne, Suisse, octobre 2002, ISBN 0-7803-7399-5.
- [26] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet . « Dynamic Identification of Mechanisms using a Robust Design of Experiments » in 4th International Conference on

Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering (IDMME'2002), Clermont-Ferrand, France, mai 2002, ISBN 2-9518169-0-1.

Conférences nationales

- [1] S. Abdelaziz, L. Esteveny, **P. Renaud**, B. Bayle, M. de Mathelin, « Développement d'un système robotique pour la cryothérapie de la prostate », Congrès français de mécanique, août 2011, Besançon, France.
- [2] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, O. Piccin, J. Foucher, M. de Mathelin, "Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale", C2I 2007 (Colloque Interdisciplinaire en Instrumentation), octobre 2007, Nancy, France, pp. 369-376.
- [3] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, M. Dhome, « Identification géométrique de mécanismes parallèles par vision », RFIA'2004 (Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle), janvier 2004, Toulouse, France, actes sur CD-ROM.
- [4] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, F. Marquet, « Etalonnage géométrique de mécanismes parallèles par vision » - Colloque national AIP Priméca, mars 2003, La Plagne, France.
- [5] **P. Renaud**, N. Andreff, M. Dhome, P. Martinet, « Utilisation d'un outil de métrologie par vision pour l'étalonnage de machines-outils », 2èmes Assises Usinage Grande Vitesse, pp. 151-160, mars 2002, Lille, France.

Autres communications

- [1] L. Esteveny, S. Abdelaziz, **P. Renaud**, B. Bayle, L. Barbé, M. de Mathelin, "Conception d'un guide d'aiguille pour la radiologie interventionnelle sous IRM", journée Prototypes du GT Conception Innovante et mécatronique, Paris 2011.
- [2] S.C. Ryu, **P. Renaud**, R. Black, B. Daniel, M.R. Cutkosky, "Development and testing of tool with opto-thermal actuation for MRI-guided interventions", 3rd Annual CBIS Symposium, Center for Biomedical Imaging, Stanford, CA, USA.
- [3] C. Lebossé, **P. Renaud**, B. Bayle, O. Piccin, M. de Mathelin et J. Foucher. "Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale". GDR Robotique, journée conjointe des GT Robotique médicale et Conception innovante et mécatronique, Paris 2008.
- [4] W. Bacht, **P. Renaud**, E. Laroche, J. Gangloff, "Chirurgie cardiaque robotisée à coeur battant, conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif". Journées Nationales de la Recherche en Robotique, Session Poster, 2007.
- [5] Andreff N., Bouzgarrou C.B., Dombre E., Chablat D., Company O., Dhome M., Fauroux J.C., Gocu G., Khalil W., Krut S., Marquet F., Martinet P., Merlet J.P., Pierrot F., Poignet P., Ray P., **Renaud P.**, Vivas A., Wenger P, "Robea MAX : Bilan", Journées du Programme Interdisciplinaire CNRS ROBEA, janvier 2004.

-
- [6] **P. Renaud**, N. Andreff, G. Gogu, P. Martinet, M. Dhome, « Identification géométrique de mécanismes parallèles par vision », *Annales scientifiques de l'Université Blaise Pascal*, 46(114), 2003, ISSN 0249-7042.
- [7] Andreff N., Bouzgarrou C.B., Dombre E., Chablat D., Company O., Dhome M., Fauroux J.C., Gogu G., Khalil W., Krut S., Marquet F., Martinet P., Merlet J.P., Pierrot F., Poignet P., Ray P., **Renaud P.**, Vivas A., Wenger P, "Robots à Architecture Complexe : De la Conception à la Performance et l'Autonomie", *Journées du Programme Interdisciplinaire CNRS ROBEA*, pp. 7-11, 2002.
- [8] **P. Renaud**, N. Andreff, F. Marquet, M. Dhome, G. Gogu, P. Martinet, F. Pierrot, « Identification géométrique d'un robot parallèle H4 à l'aide d'un outil de métrologie par vision » in *Actes des 16èmes Journées Jeunes Chercheurs en Robotique*, septembre 2002, Villeurbanne, France.
- [9] F. Hild, S. Calloch, J.N. Perie, **P. Renaud**, « Couplages essais/mesures de champs/simulations : quelques exemples », in *Colloque National Mecamat "Multi-Approche en Mécanique des Matériaux"*, 2001, Aussois, France.

Rapports

- [1] **P. Renaud**, « Apport de la vision pour l'identification géométrique de mécanismes parallèles », Thèse de doctorat de l'Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, septembre 2003.

Bibliographie

- [Abdelaziz 2010] S. Abdelaziz, P. Renaud, B. Bayle et M. de Mathelin. Advances in robot kinematics : Motion in man and machine, chapitre "Combining structural and kinematic analysis using interval analysis for a wire-driven manipulator". Springer, 2010.
- [Abdelaziz 2011a] S. Abdelaziz, L. Esteveny, P. Renaud, B. Bayle et M. de Mathelin. *Design and optimization of a novel MRI compatible wire driven robot for prostate cryoablation*. In Proceedings of the ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences, page to appear, 2011.
- [Abdelaziz 2011b] S. Abdelaziz, L. Esteveny, P. Renaud, B. Bayle, M. de Mathelin et A. Gangi. *Design considerations for a novel MRI compatible manipulator for prostate cryoablation*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2011.
- [Abolhassani 2009] N. Abolhassani et R.V. Patel. *Teleoperated master-slave needle insertion*. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 5, pages 398–405, 2009.
- [Ahdab 2010] R. Ahdab, S.S. Ayache, P. Brugieres, C. Goujon et J.-P. Lefaucheur. *Comparison of "standard" and "navigated" procedures of TMS coil positioning over motor, premotor and prefrontal targets in patients with chronic pain and depression*. Clinical Neurophysiology, vol. 40, pages 27–36, 2010.
- [Aitchison 2009] G.A. Aitchison, D.W.L. Hukins, J.J. Parry, D.E.T. Shepherd et S.G. Trotman. *A Review of the Design Process for Implantable Orthopedic Medical Devices*. The Open Biomedical Engineering Journal, vol. 3, pages 21–27, 2009.
- [Alciatore 2011] D. Alciatore. <http://mechatronics.colostate.edu/definitions.html>, 2011.
- [Alterovitz 2009] R. Alterovitz et J. Desai. *Surgical Robotics*. IEEE Robotics and Automation Magazine, vol. 16, no. 2, pages 16–17, 2009.
- [Axi 2011] www.axilumrobotics.com, 2011.
- [Bachta 2007] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff et A. Forgione. *Cardiolock : An Active Cardiac Stabilizer - First in vivo experiments using a new robotized device*. Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Aided Intervention, vol. LNCS-4791, pages 78–85, 2007.
- [Bachta 2008a] W. Bachta. *Chirurgie cardiaque à coeur battant - Conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif*. PhD thesis, Université Louis Pasteur, Strasbourg, France, décembre 2008.
- [Bachta 2008b] W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud et J. Gangloff. *Asservissement d'un stabilisateur cardiaque actif*. In Conférence Internationale Francophone d'Automatique, 2008.

- [Bachta 2008c] 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, vol. 13, no. 5, pages 243–254, 2008.
- [Bachta 2009] W. Bachta, P. Renaud, L. Cu villon, E. Laroche, A. Forgione et J. Gangloff. *Motion Prediction for Computer-Assisted Beating Heart Surgery*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 56, no. 11, pages 2551–2563, nov. 2009.
- [Bachta 2010] W. Bachta, P. Renaud, E. Malis, K. Hashimoto et J. Gangloff. Visual servoing via advances numerical methods, chapitre "Visual servoing for beating heart surgery". Springer, 2010.
- [Bachta 2011a] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, A. Forgione et J. Gangloff. *Active stabilization for robotized beating heart surgery*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, no. 4, pages 757–768, 2011.
- [Bachta 2011b] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche et J. Gangloff. *The Cardiolock Project : Design of an Active Cardiac Stabilizer for Cardiac Surgery*. ASME Journal of Mechanical Design, vol. 133, no. 7, 2011.
- [Bachus 2006] K. Bachus, A. DeMarco, K. Judd, D. Horwitz et D. Brodke. *Measuring Contact Area, Force, and Pressure for Bioengineering Applications : Using Fuji Film and TekScan systems*. Medical Engineering & Physics, vol. 28, no. 5, pages 483–488, 2006.
- [Bader 2008] J.-M. Bader. *Les robots chirurgiens marquent le pas*. Le monde, mai 2008.
- [Balakrishnan 2003] A. Balakrishnan, D.F. Kacher, A. Slocum, C. Kemper et S.K. Warfield. *Smart retractor for use in image guided neurosurgery*. In Summer Bioengineering Conference, pages 895–896, Key Biscane, USA, 2003.
- [Banavar 1995] R.N. Banavar et P. Dominic. *An LQG/ H_∞ controller for a flexible manipulator*. IEEE Transactions on control systems technology, vol. 3, no. 4, pages 409–416, 1995.
- [Bayle 2010] B. Bayle, O. Piccin, L. Barbé, P. Renaud et M. de Mathelin. Computational surgery and dual training, chapitre "Robot-Assisted Procedures in Interventional Radiology", pages 191–205. Numéro 11. Springer, 2010.
- [BCC 2011] *www.bccresearch.com*, 2011.
- [Bebek 2007] O. Bebek et M.C. Cavusoglu. *Intelligent Control Algorithms for Robotic-Assisted Beating Heart Surgery*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 23, no. 3, pages 468–480, 2007.
- [Birglen 2005] L. Birglen et C.M. Gosselin. *Fuzzy Enhanced Control of an Underactuated Finger Using Tactile and Position Sensors*. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pages 2320–2325, Barcelona, Spain, 2005.
- [Bloor 2005] D Bloor, K Donnelly, P J Hands, P Laughlin et D Lussey. *A metal-polymer composite with unusual properties*. Journal of Physics D : Applied Physics, no. 16, pages 2851–2860, 2005.

- [Bosch 2010] M.R. Van Den Bosch, M.R. Moman, M. Van Vulpen, J.J. Battermann, E. Duiveman, L.J. Van Schelven, H. de Leeuw, J.J.W. Lagendijk et M.A. Moerland. *MRI-guided robotic system for transperineal prostate interventions : proof of principle*. Physics in Medicine and Biology, vol. 55, pages N133–N140, 2010.
- [Bosscher 2006] P. Bosscher, A.T. Riechel et I. Ebert-Uphoff. *Wrench-feasible workspace generation for cable-driven robots*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 22, no. 5, pages 890–902, octobre 2006.
- [Bouchard 2008a] S. Bouchard. *Geométrie des robots parallèles entraînés par des câbles*. PhD thesis, Université Laval, Quebec, Canada, 2008.
- [Bouchard 2008b] Samuel Bouchard, Clement M. Gosselin et Brian Moore. *On the Ability of a Cable-Driven Robot to Generate a Prescribed Set of Wrenches*. In ASME Conference Proceedings, Brooklyn, New York, USA, 2008.
- [Boyd 1999] W. Douglas Boyd, Nimesh D. Desai, Dario F. Del Rizzo, Richard J. Novick, F. Neil McKenzie et Alan H. Menkis. *Off-pump surgery decreases post-operative complications and resource utilization in the elderly*. Annals of Thoracic Surgery, vol. 68, pages 1490–1493, 1999.
- [Bradley 2010] D. Bradley. *Mechatronics - More questions than answers*. Mechatronics, vol. 20, pages 827–841, 2010.
- [Buttner 2008] M. Buttner, A. Rensma, J. Van Boxsels, S. Kalising, M. Schoone, M. Leis, G. Gelderblom, G. Cremers, M. de Wilt, W. Kortekaas, A. Thielmann et A. Sachinopoulou. *Robotics for Healthcare : Final Report*. Rapport technique, European Commission, DG Information Society, 2008.
- [B.V. 2011] ANT B.V. <http://www.ant-neuro.com/products/smartmove/>, 2011.
- [Cagneau 2007] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot et G. Morel. *Physiological Motion Compensation in Robotized Surgery using Force Feedback Control*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1881–1886, April 2007.
- [Camberlin 2009] C. Camberlin, A. Senn, M. Leys et C. De Laet. *Chirurgie assistée par robot : health technology assessment*. Rapport technique, Centre fédéral d'expertise des soins de santé, 2009.
- [Carricato 2004] M. Carricato et V. Parenti-Castelli. *A novel fully decoupled two-degrees-of-freedom parallel wrist*. The International Journal of Robotics Research, vol. 23, no. 6, pages 661–667, juin 2004.
- [Castro 1997] D. Castro, L. Marques, U. Nunes et A.T. de Almeida. *Tactile force control feedback in a parallel jaw gripper*. In IEEE Int. Symposium on Industrial Electronics, pages 884–888, Guimarães, Portugal, 1997.
- [CedratTechnologies 2008] CedratTechnologies. Cedrat piezo product catalogue. 2008.
- [Cham 1999] J.G. Cham, B.L. Pruitt, M.R. Cutkosky, B. Lee, E. Weiss et G. Neplotnik. *Layered manufacturing with embedded components : process planning considerations*. In Proceedings of the 1999 ASME Design Engineering Technical Conference, Las Vegas - USA, 1999.

- [Chinzei 2000] K. Chinzei, N. Hata, F.A. Jolesz et R. Kikinis. *MR Compatible Surgical Assist Robot : System Integration and Preliminary Feasibility Study*. In Proceedings of the Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pages 921–930. Springer-Verlag, 2000.
- [Clarke 1987] D.W. Clarke, C. Mothadi et P.S. Tuffs. *Generalized predictive control - part I*. Automatica, vol. 23, pages 137–160, 1987.
- [Cleary 2001] K. Cleary et C. Nguyen. *State of the Art in Surgical Robotics : Clinical Applications and Technology Challenges*. Computer Aided Surgery, vol. 6, pages 312–328, 2001.
- [Cohen 1997] A. Cohen et U. Shaked. *Linear discrete-time H_∞ -optimal tracking with preview*. IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 42, no. 2, pages 270–276, Février 1997.
- [Cuvillon 2005] L. Cuvillon, J. Gangloff, M. de Mathelin et A. Forgione. *Toward robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision*. Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2005.
- [Cuvillon 2006] L. Cuvillon. *Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot avec flexibilités*. PhD thesis, Université Louis Pasteur Pasteur de Strasbourg, 2006.
- [Dario 2003] P. Dario, B. Hannaford et A. Menciassi. *Smart surgical tools and augmenting devices*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 782–792, 2003.
- [de Silva 2008] C.W. de Silva. *Mechatronic systems : Devices, design, control, operation and monitoring*. CRC Press, 2008.
- [Dogan 2004] S. Dogan, T. Aybek, P. Risteski, S. Mierdl, H. Stein, C. Herzog, M.F. Khan, O. Dzemali et A. Moritz. *Totally endoscopic coronary artery bypass graft. Initial experience with an additional instrument arm and an advanced camera system*. Surgical Endoscopy, vol. 18, pages 1587–1591, 2004.
- [Dombre 2003] E. Dombre, G. Duchemin, P. Poignet et F. Pierrot. *Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 876–884, octobre 2003.
- [Dombre 2005] E. Dombre, F. Pierrot, P. Poignet, P. Renaud, M. Sauvée, J. Triboulet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, S. Pinault, M.A. Vitrani, P. Gravez, N. Bonnet, M. Karouia, O. Chavanon, V. Daanen et J. Troccaz. *Projet GABIE : Guidage Actif Basé sur l'Imagerie Echographique*. In Journées CNRS ROBEA, Montpellier, France, 2005.
- [Doyle 1989] J.C. Doyle, K. Glover, P.P. Khargonekar et B.A. Francis. *State-space solutions to standard H_2 and H_∞ control problems*. IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 34, no. 8, pages 831–847, Aug 1989.
- [Ebert-Uphoff 2004] I. Ebert-Uphoff et P.A. Voglewede. *On the connections between cable-driven robots, parallel manipulators and grasping*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 5, pages 4521 – 4526, 2004.

- [Elhawary 2010] H. Elhawary, Z.T.H. Tse, M. Rea, A. Zivanovic, B. Davies, C. Besant, N. de Souza, D. McRobbie, I. Young et M. Lamperth. *Robotic System for Transrectal Biopsy of the Prostate : Real-Time Guidance Under MRI*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 29, no. 2, pages 78–86, 2010.
- [Esteveny 2010] L. Esteveny. Conception d'un guide d'aiguille pour la radiologie interventionnelle sous irm. Master's thesis, Université de Strasbourg, 2010.
- [Falk 2002] V. Falk. *Manual control and tracking, a human factor analysis relevant for beating heart surgery*. Annals of Thoracic surgery, vol. 74, pages 624–628, 2002.
- [Fang 2004a] S. Fang, D. Franitza, M. Torlo, F. Bekes et M. Hiller. *Motion control of a tendon-based parallel manipulator using optimal tension distribution*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 9, no. 3, pages 561–568, 2004.
- [Fang 2004b] Y. Fang et LW. Tsai. *Structure synthesis of a class of 3-DOF rotational parallel manipulators*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 20, no. 1, pages 117–121, février 2004.
- [Feng 2006] Maria Q. Feng et Dae-Hyun Kim. *Novel fiber optic accelerometer system using geometric moiré fringe*. Sensors and Actuators A : Physical, vol. 128, no. 1, pages 37–42, March 2006.
- [Ferguson-Pell 2000] Martin Ferguson-Pell, Satsue Hagsisawa et Duncan Bain. *Evaluation of a sensor for low interface pressure applications*. Medical Engineering & Physics, vol. 22, no. 9, pages 657–663, 2000.
- [Fischer 2008] G.S. Fischer, I. Iordachita, C. Csoma, J. Tokuda, S.P. DiMaio, C.M. Tempny, N. Hata et G. Fichtinger. *MRI-Compatible Pneumatic Robot for Transperineal Prostate Needle Placement*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 13, no. 3, pages 295–305, 2008.
- [Franke 2007] T.J. Franke, O. Bebek et C. Cavusoglu. *Improved prediction of heart motion using an adaptive filter for robot assisted beating heart surgery*. IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2007.
- [Franke 2008] T.J. Franke, O. Bebek et M.C. Cavusoglu. *Prediction of heartbeat motion with a generalized adaptive filter*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2916–2921, 2008.
- [Frecker 2003] Mary I. Frecker. *Recent Advances in Optimization of Smart Structures and Actuators*. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, vol. 14, pages 207–215, 2003.
- [Fu 2010] Yili Fu, Haiting Di et Renqiang Liu. *Light intensity modulation fiber-optic sensor for curvature measurement*. Optics & Laser Technology, vol. 42, no. 4, pages 594–599, 2010.
- [Fung 1993] Y.-C. Fung. *Biomechanics : Mechanical properties of living tissues*. Springer, 1993.
- [Gagne 2011] 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)*.

- In IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA2011, pages 404–410, 2011.
- [Gallina 2001] P. Gallina, A. Rossi et R.L. Williams. *Planar Cable-Direct-Driven Robots, Part II : Dynamics and Control*. In ASME Design Technical Conferences, Pittsburgh, PA, 2001.
- [Gangi 2010] A. Gangi, X. Buy, J. Garnon, B. Dillman, L. Barbé et M. De Mathelin. *MR Image-Guided Percutaneous Tumor Cryoablation*. In 8th Interventional MRI Symposium, pages 67–69, Leipzig, Germany, 2010.
- [Gassert 2006] R. Gassert, R. Moser, E. Burdet et H. Bleuler. *MRI/fMRI-compatible robotic system with force feedback for interaction with human motion*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 11, no. 2, pages 216–224, 2006.
- [Gershon 2003] A.A. Gershon, P.N. Dannon et L. Grunhaus. *Transcranial magnetic stimulation in the treatment of depression*. American Journal of Psychiatry, vol. 160, no. 5, pages 835–845, 2003.
- [Ginhoux 2004] R. Ginhoux, J.A. Gangloff, M.F. de Mathelin, L. Soler, M.M.A Sanchez et J. Marescaux. *Beating heart tracking in robotic surgery using 500 Hz visual servoing, model predictive control and an adaptive observer*. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation - ICRA, 2004.
- [Ginhoux 2005] R. Ginhoux, J.A. Gangloff, M.F. de Mathelin, L. Soler, M.M.A Sanchez et J. Marescaux. *Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 21, no. 1, pages 67–79, 2005.
- [Giupponi 2009] G. Giupponi, R. Pycha, B. Dell’Osso, M. Pompili, M. Walpoth, A. Hausmann, J. Di Pauli, A. Erfurth et A. Conca. *Neurophysiological and neuropsychiatric aspects of transcranial magnetic stimulation*. Clinical Neuropsychiatry, no. 6, pages 234–245, 2009.
- [Glo 2011] <http://globocan.iarc.fr/>, 2011.
- [Goodwin 1984] G. Goodwin et K.S. Sin. *Adaptive filtering prediction and control*. Prentice–Hall, 1984.
- [Gosselin 1989a] C. Gosselin et J. Angeles. *The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator*. Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design, vol. 111, pages 202–207, 1989.
- [Gosselin 1989b] C.M. Gosselin et J. Angeles. *The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator*. Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design, vol. 111, no. 2, pages 202–207, 1989.
- [Gosselin 1990] C. Gosselin et J. Angeles. *Singularity analysis of closed-loop kinematic chains*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 6, pages 281–290, 1990.
- [Gouttefarde 2008] M. Gouttefarde, S. Krut, O. Company, F. Pierrot et N. Ramdani. *On the Design of Fully Constrained Parallel Cable-Driven Robots*. In Advances in Robot Kinematics : Analysis and Design, pages 71–78. Springer Netherlands, 2008.

- [Gouttefarde 2011] M. Gouttefarde, D. Daney et J.-P. Merlet. *Interval-Analysis-Based Determination of the Wrench-Feasible Workspace of Parallel Cable-Driven Robots*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, no. 1, pages 1–13, feb. 2011.
- [Gregorio 2001] R. Di Gregorio. *Kinematics of a new spherical parallel manipulator with three equal legs : the 3-URC wrist*. Journal of Robotic Systems, vol. 18, no. 5, pages 213–219, mai 2001.
- [Gregorio 2004] R. D. Gregorio. *Kinematics of the 3-RSR wrist*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 20, pages 750–754, 2004.
- [Grossard 2008] M. Grossard. *Contribution à la conception optimale et la commande de systèmes mécatroniques flexibles à actionnement piezoélectrique intégré - Application en microrobotique*. PhD thesis, Université de Franche-Comté, Besançon, France, 2008.
- [Hao 2005] F. Hao et J.-P. Merlet. *Multi-criteria optimal design of parallel manipulators based on interval analysis*. Mechanism and Machine Theory, vol. 40, no. 2, pages 157 – 171, 2005.
- [Hatanaka 2003] M. Hatanaka et M.R. Cutkosky. *Process planning for embedding flexible materials in multi-material prototypes*. In Proceedings of the 2003 ASME Design Engineering Technical Conference, Chicago - USA, 2003.
- [Herwig 2001a] U. Herwig, F. Padberg, J. Unger, M. Spitzer et C. Schonfeldt-Lecuona. *Transcranial Magnetic Stimulation in Therapy Studies : Examination of the Reliability of Standard Coil Positioning by Neuronavigation*. Biol. Psychiatry, pages 58–61, 2001.
- [Herwig 2001b] U. Herwig, C. Schonfeldt-Lecuona, A.P. Wunderlich, C. von Tiesenhau-sena, A. Thielscher, H. Walter et M. Spitzera. *The navigation of transcranial magnetic stimulation*. Journal of Psychiatric Research, pages 123–131, janvier 2001.
- [Hild 2001] F. Hild, S. Calloch, J.N. Perie et P. Renaud. *Couplages essais/mesures de champs/simulations : quelques exemples*. In Actes du Colloque national Mecamat "Multi-Approches en Mécanique des Matériaux", Aussois, 2001.
- [Hirose 1990] S. Hirose et K. Yoneda. *Development of optical six-axial force sensor and its signal calibration considering nonlinear interference*. In Proceedings. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 46–53 vol.1, 1990.
- [Hirzinger 2002] G. Hirzinger, N. Sporer, A. Albu-Schäffer, M. Hähle, R. Krenn, A. Pascucci et M. Schedl. *DLR's torque-controlled light weight robot III - are we reaching the technological limits now?* In Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1710–1715, Washington DC - USA, 2002.
- [Hoffman 2003] R.E. Hoffman, K.A. Hawkins, R. Gueorguieva, N. Boutros, F. Rachid, K. Carroll et J.H. Krystal. *Transcranial magnetic stimulation of left temporoparietal cortex and medication-resistant auditory hallucinations*. Archives of General Psychiatry, vol. 60, pages 49–56, janvier 2003.

- [Hoshino 2005] K. Hoshino et I. Kawabuchi. *Stable Pinching with Fingertips in Humanoid Robot Hand*. In IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, pages 4149–4154, Edmonton, Canada, 2005.
- [Hovey 2006] C. Hovey et R. Jalinous. *The guide to magnetic stimulation*. Magstim, 2006.
Link: <http://www.magstim.com/downloads/guidesandreview.html>.
- [Howell 2001] L.L. Howell. *Compliant mechanisms*. Wiley-IEEE, 2001.
- [Interlink 2009] Interlink. http://www.interlinelectronics.com/force_sensors/technologies/fsr.html, 2009.
- [Isermann 2006] R. Isermann. *Mechatronics - an introduction*, chapitre "Mechatronic Design Approach". CRC Taylor and Francis, 2006.
- [Isermann 2009] R. Isermann. *Handbook of automation*, chapitre "Mechatronics Systems". Springer, 2009.
- [Ismail 2007] M. Ismail, S. Ahmed, C. Kastner et J. Davies. *Salvage cryotherapy for recurrent prostate cancer after radiation failure : a prospective case series of the first 100 patients*. BJU International, vol. 100, no. 4, pages 760–764, 2007.
- [Janocha 2007] H. Janocha. *Adaptronics and smart structures : basics, materials, design, applications*. Springer, 2007.
- [Kantelhardt 2010] S. Rainer Kantelhardt, T. Fadini, M. Finke, K. Kallenberg, J. Siemerikus, V. Bockermann, L. Matthaeus, W. Paulus, A. Schweikard, V. Rohde et A. Giese. *Robot-assisted image-guided transcranial magnetic stimulation for somatotopic mapping of the motor cortex : a clinical pilot study*. Acta Neurochirurgica, vol. 152, pages 333–343, 2010.
- [Kappert 2001] U. Kappert, R. Cichon, J Schneider, V. Guliemos, T. Ahmadzade, J. Nicolai, S-M Tugtekin et S. Schueler. *Technique of closed chest coronary artery surgery on the beating heart*. European Journal of Cardio-thoracic Surgery, vol. 20, pages 756–769, 2001.
- [Kar 2000] I.N. Kar, T. Miyakura et K. Seto. *Bending and torsional vibration control of a flexible plate structure using H-infinity based robust control law*. IEEE Transactions on Control Systems Technology, vol. 8, no. 3, pages 545–553, 2000.
- [Kawamura 1993] S. Kawamura et K. Ito. *A new type of master robot for teleoperation using a radial wire drive system*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 55–60, Yokohama, Japan, 1993.
- [Kettenbach 2005] J. Kettenbach, G. Kronreif, M. Figl, M. Fürst, W. Birkfellner, R. Hanel et H. Bergmann. *Robot-assisted biopsy using ultrasound guidance : initial results from in vitro tests*. European Radiology, vol. 15, pages 765–771, 2005.
- [Kojima 2004] A. Kojima et I. Shintaro. *H_∞ preview tracking in output feedback setting*. International journal of robust and nonlinear control, vol. 14, pages 627–641, Février 2004.

- [Komi 2007] E.R. Komi, J.R. Roberts et S. Rothberg. *Evaluation of thin, flexible sensors for time-resolved grip force measurement*. IMechE Part C : Journal of Mechanical Engineering Science, vol. 221, pages 1687–1699, 2007.
- [Kovacic 2003] V. Kovacic, L. Rogulvic, B. Bacic et T. Bosnjak. *Mean arterial pressure and pulse pressure are associated with different clinical parameters in chronic haemodialysis patients*. Journal of Human Hypertension, vol. 17, pages 353–360, 2003.
- [Krieger 2005] A. Krieger, R.C. Susil, C. Menard, J.A. Coleman, G. Fichtinger, E. Atalar et L.L. Whitcomb. *Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate interventions*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 2, pages 306–313, 2005.
- [Lakes 1999] R.S. Lakes. Viscoelastic solids. 1999.
- [Lancaster 2004] J.L. Lancaster, S. Narayana, D. Wenzel, J. Luckemeyer, J. Roby et P. Fox. *Evaluation of an image-guided, robotically positioned transcranial magnetic stimulation system*. Human Brain Mapping, vol. 22, pages 329–340, janvier 2004.
- [Laurentis 2003] K.J. De Laurentis, F.F. Kong et C. Mavroidis. *Rapid fabrication of non-assembly mechanisms with embedded components*. In NSF Conference, 2003.
- [Laurentis 2004] K.J. De Laurentis et C. Mavroidis. *Rapid-fabrication of non-assembly robotic hand with embedded components*. Assembly Automation, vol. 24, no. 4, pages 394–405, 2004.
- [Lebossé 2008a] C. Lebossé. *Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale*. PhD thesis, Université Louis Pasteur, Strasbourg, mai 2008.
- [Lebossé 2008b] C. Lebossé, P. Renaud, B. Bayle et M. de Mathelin. *Nonlinear modeling of low cost force sensors*. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pages 3437–3442, Pasadena, USA, 2008.
- [Lebossé 2011] C. Lebossé, P. Renaud, B. Bayle et M. de Mathelin. *Modeling and evaluation of low cost force sensors*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, 2011.
- [Lisanby 2002] S.H. Lisanby, L.H. Kinnunen et M.J. Crupain. *Applications of TMS to therapy in psychiatry*. J. Clin. Neurophysiol., vol. 19, pages 344–360, 2002.
- [Loisance 2005] D.Y. Loisance, K. Nakashima et M. Kirsch. *Computer-assisted coronary surgery : lessons from an initial experience*. Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery, 2005.
- [Ma 2006] H.-W. Ma, S.-M. Yao, L.-Q. Wang et Z. Zhong. *Analysis of the displacement amplification ratio of bridge-type flexure hinge*. Sensors and Actuators, vol. 132, pages 730–736, 2006.
- [Maalej 1988] N. Maalej, S. Bhat, H. Zhu, J.G. Webster, W.J. Tompkins, J.J. Wertsch et P. Bach-y Rita. *A conductive polymer pressure sensor*. In Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 770–771, New Orleans, USA, 1988.

- [Maalej 1989] N. Maalej, J.G. Webster, W.J. Tompkins et J.J. Wertsch. *A conductive polymer pressure sensor array*. In IEEE Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pages 1116–1117, Seattle, USA, 1989.
- [Mack 2000] M.J. Mack. *Pro : beating-heart surgery for coronary revascularization : is it the most important development since the introduction of the heart-lung machine?* The Annals of thoracic surgery, vol. 70, no. 5, 2000.
- [Manjunath 2002] K.Y. Manjunath. *Estimation of cranial volume in dissecting room cadavers*. Journal of The Anatomical Society of India, vol. 51, no. 5, pages 168–172, 2002.
- [Mataric 2009] M. Mataric, A. Okamura et H. Christensen. *A research roadmap for medical and healthcare robotics*. Rapport technique, Computing Community Consortium, 2009.
- [Melzer 2008] A. Melzer, B. Gutmann, T. Remmele, R. Wolf, A. Lukoscheck, M. Bock, H. Bardenheuer et H. Fischer. *INNOMOTION for Percutaneous Image-Guided Interventions*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 27, no. 3, pages 66–73, 2008.
- [Miller 1979] A.W. Miller, D.F. Bohr, A.M. Schork et J.M. Terris. *Hemodynamic responses to DOCA in young pigs*. Hypertension, vol. 1, pages 591–597, 1979.
- [Morrison 2008] P.R. Morrison, S.G. Silverman, K. Tuncali et S. Tatli. *MRI-guided cryotherapy*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 27, no. 2, pages 410–420, 2008.
- [Mosimann 2002] U.P. Mosimann, S.C. Marre, S. Werlen, W. Schmitt, C.W. Hess, H.U. Fisch et T.E. Schlaepfer. *Antidepressant effects of repetitive transcranial magnetic stimulation in the elderly : correlation between effect size and coil-cortex distance*. Arch. Gen. Psychiatry, vol. 59, no. 6, pages 560–561, juin 2002.
- [Motmans 2005] R. Motmans. *Body dimensions of the Belgian population*. Dinbelg, 2005.
Link : <http://www.dinbelg.be/anthropometry.htm>.
- [Nakamura 2001] Y. Nakamura, K. Kishi et H. Kawakami. *Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery*. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation - ICRA, vol. 2, pages 2014–2019, 2001.
- [Nataf 1996] Patrick Nataf. *Vidéo-chirurgie et cardiologie*. Sang Thrombose Vaisseaux, vol. 8, no. 5, pages 298–306, 1996.
- [Neggers 2004] S.F. Neggers, T.R. Langerak, D.J. Schutter, R.C. Mandl, N.F. Ramsey, P.J. Lemmens et A. Postma. *A stereotactic method for image-guided transcranial magnetic stimulation validated with fMRI and motor-evoked potentials*. Neuroimage, vol. 21, pages 1805–1817, 2004.
- [Neugebauer 2007] R. Neugebauer, B. Denkena et K. Wegener. *Mechatronic Systems for Machine Tools*. Annals of the CIRP, vol. 56, no. 2, pages 657–686, 2007.
- [Niezrecki 2001] C. Niezrecki, D. Brei, S. Balakrishnan et A. Moskalik. *Piezoelectric actuation : State of the art*. The Shock and Vibration Digest, vol. 33, pages 269–280, 2001.

- [Nouaille 2009] L. Nouaille. *Démarche de conception de robots médicaux*. PhD thesis, Université d'Orléans, Bourges, France, 2009.
- [Okamura 2010] A. M. Okamura, M. J. Mataric et H. I. Christensen. *Medical and Health-Care Robotics - Achievements and Opportunities*. IEEE Robotics and Automation Magazine, 2010.
- [Onwubolu 2005] G. Onwubolu. *Mechatronics : Principles and applications*. Elsevier, 2005.
- [O'Reardon 2007] J.P. O'Reardon, H.B. Solvason, P.G. Janicak, S. Sampson, K.E. Isenberg, Z. Nahas, W.M. McDonald, D. Avery, P.B. Fitzgerald, C. Loo, M.A. Demitrack, M.S. George et H.A. Sackeim. *Efficacy and safety of transcranial magnetic stimulation in the acute treatment of major depression : a multisite randomized controlled trial*. Biological Psychiatry, vol. 62, pages 1208–1216, 2007.
- [Ortmaier 2002] T. Ortmaier. *Motion compensation in minimally invasive robotic surgery*. PhD thesis, Technischen Universität München, 2002.
- [Ortmaier 2005] T. Ortmaier, M. Groger, D.H. Boehm, V. Falk et G. Hirzinger. *Motion estimation in beating heart surgery*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 10, pages 1729–1740, 2005.
- [Ott 2008] L. Ott, P. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin et J. Gangloff. *Physiological motion rejection in flexible endoscopy using visual servoing*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2928–2933, May 2008.
- [Otto 1999] J. Otto, T. Brown et J. Callaghan. *Static and dynamic response of a multiplexed-array piezoresistive contact sensor*. Experimental Mechanics, vol. 39, no. 4, pages 317–323, 1999.
- [Ouyang 2005] P.R. Ouyang, W.J. Zhang et M.M. Gupta. *Design of a new compliant mechanical amplifier*. In ASME Int. Design Eng. Technical Conf., 2005.
- [Ouyang 2007] P. Ouyang, R. Clement, W.J. Zhang et G.S. Yang. *Micro Motion Devices Technology : the State of Arts Review*. Journal of Advanced Manufacturing Technology, vol. 38, pages 463–478, 2007.
- [Panescu 2009] D. Panescu. *Medical Device Development*. In Proceedings of the 31st Annual Conference of the IEEE EMBS, pages 5591–5594, Minneapolis - USA, 2009.
- [Paredes-Madrid 2010] L. Paredes-Madrid, L. Emmi et P.G. de Santos. *Improving the performance of piezoresistive force sensors by modeling sensor capacitance*. In Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics, pages 458–463, Bari, Italie, 2010.
- [Park 2007] Y.-L. Park, K. Chau, R.J. Black et M.R. Cutkosky. *Force Sensing Robot Fingers using Embedded Fiber Bragg Grating Sensors and Shape Deposition Manufacturing*. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pages 1510–1516, Roma, Italy, 2007.
- [Park 2008] Y.-L. Park, S.C. Ryu, R.J. Black, B. Moslehi et M.R. Cutkosky. *Fingertip force control with embedded fiber Bragg grating sensors*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3431–3436, 2008.

- [Patel 2002] N. Patel, A. Deodhar, A. Grayson, D. Pullan, D. Keenan, R. Hasan et B. Fabri. *Neurological outcomes in coronary surgery : Independent effect of avoiding cardiopulmonary bypass*. The Annals of Thoracic Surgery, vol. 74, no. 2, pages 400–406, 2002.
- [Patriciu 2007] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schar et D. Stoianovici. *Automatic Brachytherapy Seed Placement Under MRI Guidance*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 8, pages 1499–1506, 2007.
- [Patronik 2009] Nicholas Patronik, Takeyoshi Ota, Marco Zenati et Cameron Riviere. *A Miniature Mobile Robot for Navigation and Positioning on the Beating Heart*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 25, no. 5, pages 1109–1124, 2009.
- [Pavlovic 1993] J. Pavlovic, Y. Takahashi, J. Bechtold, R. Gustilo et R.F. Kyle. *Can the Tekscan sensor accurately measure dynamic pressures in the knee joint?* In Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, pages 135–136, Clemson, USA, 1993.
- [Pires 2009] J.N. Pires. *New Challenges for Industrial Robot Programming*. Industrial Robot, vol. 36, no. 1, page 5, 2009.
- [Plante 2009] J.-S. Plante, L. Devita, K. Tadakuma et S. Dubowsky. Biomedical applications of electroactive polymer actuators, chapitre "MRI Compatible Device for Robotic Assisted Interventions to Prostate Cancer". John Wiley and Sons, 2009.
- [Ranganath 2006] R. Ranganath, P. S. Nair, T. S. Mruthyunjaya et A. Ghosal. *A force-torque sensor based on a Stewart Platform in a near-singular configuration*. Mechanism and machine theory, vol. 39, pages 971–998, 2006.
- [Remouche 2007] Mustapha Remouche, Rabah Mokdad, Moktar Lahrashe, Ayoub Chakari et Patrick Meyrueis. *Intrinsic optical fiber temperature sensor operating by modulation of the local numerical aperture*. Opt. Eng., vol. 46, no. 2, pages 024401–15, February 2007.
- [Renaud 2003] P. Renaud, N. Andreff, G. Gogu et M. Dhome. *Optimal pose selection for vision-based kinematic calibration of parallel mechanisms*. In Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, volume 3, pages 2223–2228, Las Vegas, Nevada, USA, octobre 2003.
- [Renaud 2005] P. Renaud, N. Andreff, G. Gogu et P. Martinet. *Kinematic Calibration of parallel mechanisms : a novel approach using legs observation*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 4, pages 529–538, 2005.
- [Renaud 2006] P. Renaud, N. Andreff, J.-M. Lavest et M. Dhome. *Simplifying the Kinematic Calibration of Parallel Mechanisms Using Vision-Based Metrology*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 22, no. 1, pages 12–22, 2006.
- [Renaud 2009] P. Renaud et M. de Mathelin. *Kinematic analysis for a novel design of MRI-compatible torque sensor*. In Proceedings of the IEEE/RSJ 2009 International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 2640–2646, 2009.
- [Richa 2010] R. Richa, P. Poignet et C. Liu. *3D motion tracking for beating heart surgery*. International Journal of Robotics Research, vol. 29, no. 2, pages 218–230, 2010.

- [Riviere 1998] C.N Riviere, R.S. Rader et N.V. Thakor. *Adaptive Canceling of Physiological Tremor for Improved Precision in Microsurgery*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, no. 7, pages 839–846, 1998.
- [Riviere 2001] C.N. Riviere, A. Thakral, I.I. Iordachita, G. Mitroi et D. Stoianovici. *Predicting respiratory motion for active canceling during percutaneous needle insertion*. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 4, pages 3477–3480, 2001.
- [Riviere 2003] C.N. Riviere, Wei Tech Ang et P.K. Khosla. *Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 793–800, 2003.
- [Roger 2011] 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 et E.S. Ford. *Heart Disease and Stroke Statistics–2011 Update : A Report From the American Heart Association*. Circulation, vol. 123, no. 4, pages e18–209, 2011.
- [Rubbert 2009] L. Rubbert. Conception d'un capteur d'effort pour la SMT robotisée. Master's thesis, Université de Strasbourg, 2009.
- [Rudiak 1994] D. Rudiak et E. Marg. *Finding the depth of magnetic brain stimulation : a re-evaluation*. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, vol. 93, pages 358–371, 1994.
- [Ruohonen 1998] Jarmo Ruohonen. *Transcranial magnetic stimulation : modelling and new techniques*. Phd thesis, Helsinki University of Technology, Department of Engineering Physics and Mathematics, 1998.
- [Salcudean 1999] S. Salcudean, W. Zhu, P. Abolmaesumi, S. Bachmann et P. Lawrence. *A robot system for medical ultrasound*. In Proceedings of the 9th International Symposium of Robotics Research, pages 152–159, Snowbird Utah, États-Unis, 9–12 octobre 1999.
- [Salcudean 2002] S.E. Salcudean, S.V. Lichtenstein, A.L. Trejos, F. Sassani et T.J. Gihuly. *Moving tracking platform for relative motion cancellation for surgery*. US Patent 6368332B1, 9 Apr, 2002.
- [Sallé 2004] D. Sallé. *Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive*. PhD thesis, Université Paris 6, 2004.
- [Sauvée 2005] M. Sauvée, P. Renaud, P. Poignet, J. Triboulet, E. Dombre, M. Karouia, N. Bonnet et A. Noce. *Mitral valve leaflet motion tracking in ultrasound images*. In Sauramps Medical, editeur, Proceedings of Surgetica : Computer Assisted Medical and Surgical Interventions, pages 237–244, 2005.
- [Sauvée 2006] M. Sauvée. *Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire*. PhD thesis, Université de Montpellier II, 2006.
- [Schweikard 2000] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M.J. Murphy et J.R. Adler. *Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery*. Computer Aided Surgery, vol. 5, no. 4, pages 263–277, 2000.

- [Serresant 2006] M. Serresant, H. Delingette et N. Ayache. *An Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation*. IEEE Transactions in Medical Imaging, vol. 25, no. 5, pages 612–625, 2006.
- [Shechter 2006] G. Shechter, J.R. Resar et E.R McVeigh. *Displacement and velocity of the coronary arteries : cardiac and respiratory motion*. IEEE trans. on medical imaging, 2006.
- [Siciliano 2008] B. Siciliano et O. Khatib, editeurs. *Handbook of robotics*. Springer, 2008.
- [Singer 2010] E. Singer. *The slow rise of the robot surgeon*. MIT Tech Review, mars 2010.
- [Smith 1994] R.S. Smith, C. Chu et Fanson J.L. *The design of H_∞ controllers for an experimental non-collocated flexible structure problem*. IEEE Transactions on control systems technology, vol. 2, no. 2, pages 101–109, 1994.
- [Song 2010] S-E Song, N.B. Cho, G. Fischer, N. Hata, C. Tempany, G. Fichtinger et I. Iordachita. *Development of a pneumatic robot for MRI-guided transperineal prostate biopsy and brachytherapy : New approaches*. In International Conference on Robotics and Automation, pages 2580–2585, 2010.
- [Sparing 2008] R. Sparing, D. Buelte, I.G. Meister, T. Paus et G. Fink. *Transcranial Magnetic Stimulation and the Challenge of Coil Placement : A Comparison of Conventional and Stereotaxic Neuronavigational Strategies*. Human Brain Mapping, vol. 28, pages 82–96, 2008.
- [Stoughton 1992] R. Stoughton et Arai T. *Kinematic optimization of a chopsticks-type micromanipulator*. In Japan-USA Symp. on Flexible Autom., USA, pages 4472–4477, 1992.
- [Su 2010] H. Su, W. Shang, G.A. Cole, K. Harrington et G.S. Fischer. *Haptic system design for MRI-guided needle based prostate brachytherapy*. In IEEE Haptics Symposium, pages 483–488, Waltham, Massachusetts, USA, 2010.
- [Suh 1990] N. Suh. *The principles of design*. Oxford University Press, 1990.
- [Surgical 2009] Intuitive Surgical. *Presentation to the Congressional Robotics Caucus*. Oral presentation, 2009.
- [Taylor 2003] R.H. Taylor et D. Stoianovici. *Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 765–781, 2003.
- [Taylor 2006] R.H. Taylor. *A perspective on medical robotics*. Proceedings of the IEEE, vol. 94, no. 9, pages 1–11, 2006.
- [Tekscan 2009] Tekscan. <http://www.tekscan.com/pdfs/FlexiforceUserManual.pdf>, 2009.
- [Thakral 2001] A. Thakral, J. Wallace, D. Tolmin, N. Seth et N.V Thakor. *Surgical motion adaptive robotic technology (S.M.A.R.T) : Taking the motion out of physiological motion*. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI, 2001.

- [Thielscher 2002] A. Thielscher et T. Kammer. *Linking physics with physiology in TMS : a sphere field model to determine the cortical stimulation site in TMS*. Neuroimage, vol. 17, pages 1117–1130, 2002.
- [Trease 2009] B. Trease et S. Kota. *Design of Adaptive and Controllable Compliant Systems with Embedded Actuators and Sensors*. ASME Journal of Mechanical Design, vol. 131, no. 11, page 111001, 2009.
- [Trivedi 2008] D. Trivedi, C.D. Rahn, W.M. Kier et I.D. Walker. *Soft robotics : biological inspiration, state of the art and future research*. Applied Bionics and Biomechanics, vol. 5, no. 3, pages 99–117, 2008.
- [Troccaz 2009] J. Troccaz. Handbook of automation, chapitre "Computer- and robot-assisted medical interventions". Springer, 2009.
- [VDI 2008] VDI. *VDI 2206 Design Methodology for Mechatronic Systems*, 2008.
- [Vecchi 2000] F. Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A. Sabatini et P. Dario. *Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control*. In Int. Functional Electrical Stimulation Society, Aalborg, Denmark, 2000.
- [Wagner 2004] T.A. Wagner, M. Zahn, A.J. Grodzinsky et A. Pascual-Leone. *Three-Dimensional head model stimulation of transcranial magnetic stimulation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 9, pages 1586–1598, septembre 2004.
- [Wasserman 1996] E.M. Wasserman. *Risk and safety of repetitive transcranial magnetic stimulation : report and suggested guidelines from the International Workshop on the Safety of Transcranial Magnetic Stimulation, 5-7 Juin, 1996*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 108, no. 1, pages 1–16, 1996.
- [Woolley 2001] M. Woolley, J. Scanlan et W. Eveson. *Optimising the Development of a Medical Device Using Formal Engineering Design Techniques and the CODA-System*. In Proceedings of the 2001 International Conference on Concurrent Enterprising, pages 367–375, Bremen, Germany, 2001.
- [Yang 2010] B. Yang, U-X. Tan, A.B. McMillan, R. Gullapalli et J.P. Desai. *Design and Control of a 1-DOF MRI-Compatible Pneumatically Actuated Robot With Long Transmission Lines*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 99, 2010.
- [Yi 2010] X. Yi et R. Bicker. *Design of a Robotic Transcranial Magnetic Stimulation System*. In IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics, Singapore, 2010.
- [Yoon 2009] J. H. Yoon, B. C. Yoon, S. C. Cho, H. L. Lee, O. Y. Lee, H. S. Choi et J. S. Hahm. *Comparison of sterilization methods using autoclave and ethylene oxide gas in reprocessing of reusable endoscopy biopsy forceps*. Gastrointestinal Endoscopy, vol. 69, no. 5, page AB219, 2009.
- [Yoshikawa 1985] T. Yoshikawa. *Manipulability of Robotic Mechanisms*. International Journal of Robotics Research, vol. 4, no. 2, pages 3–9, 1985.

- [Yuen 2008] S.G. Yuen, P.M. Novotny et R.D. Howe. *Quasiperiodic predictive filtering for robot-assisted beating heart surgery*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3875–3880, 2008.
- [Zangen 2005] A. Zangen, Y. Roth, B. Voller et M. Hallett. *Transcranial magnetic stimulation of deep brain regions : evidence for efficacy of the H-Coil*. Clinical Neurophysiology, vol. 116, pages 775–779, 2005.
- [Zhang 2000] H. Zhang et N.N. Chen. *Control of contact via tactile sensing*. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 16, no. 5, pages 482–495, 2000.