

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

Présentée à

L'UNIVERSITE PIERRE ET MARIE CURIE

Par

Jérôme SZEWCZYK

Maître de Conférences à l'Université de Versailles-Saint-Quentin

Conception de systèmes dextres robotisés pour la chirurgie minimalement invasive

Soutenue le 15 novembre 2010

JURY

| | | |
|----------------|--|------------|
| Mr B. RAUCENT | <i>Professeur à l'Université Catholique de Louvain</i> | Président |
| Mme J. TROCCAZ | <i>Directrice de recherche au CNRS</i> | Rapporteur |
| Mr E. DOMBRE | <i>Directeur de recherche au CNRS</i> | Rapporteur |
| Mr G. POISSON | <i>Professeur à l'Université d'Orléans</i> | Rapporteur |
| Mr B. GAYET | <i>Professeur à la Faculté de médecine Xavier Bichat</i> | Examineur |
| Mr Ph. BIDAUD | <i>Professeur à l'Université Pierre et Maris Curie</i> | Examineur |
| Mr G. MOREL | <i>Professeur à l'Université Pierre et Maris Curie</i> | Examineur |

Table des matières

| | |
|--|----|
| Chapitre I : Introduction | 1 |
| 1. Panorama de la robotique dédiée à la chirurgie minimalement invasive | 2 |
| 2. Objectifs de notre travail | 4 |
| 3. Bref état de l'art des instruments et porte-instruments de CMIR | 5 |
| 4. Notre approche | 9 |
| 5. Plan du mémoire..... | 10 |
| Chapitre II : Conception optimale de robots porteurs extra-corporels..... | 11 |
| 1. Conception d'un bras porteur pour la micro-chirurgie..... | 12 |
| 2. Porte-instrument pour la co-manipulation série en laparoscopie | 22 |
| 3. Conclusion du chapitre..... | 27 |
| Chapitre III : Actionneurs AMF pour l'endoscopie active | 29 |
| 1. Caractérisation des AMF pour le micro-actionnement | 30 |
| 2. Application pratique : motorisation d'un instrument béquillé d'endoscopie | 39 |
| 3. Conclusion du chapitre..... | 43 |
| Chapitre IV : Motorisation locale des instruments dextres multi-ddl | 45 |
| 1. Endoscope multi-ddl actionné par ressorts AMF plans..... | 46 |
| 2. Fibroscope et cathéter actifs à haute mobilité | 51 |
| 3. Conclusion du chapitre..... | 58 |
| Chapitre V : Moyens de contrôle et de supervision pour instruments dextres de chirurgie..... | 59 |
| 1. Asservissement bas-niveau pour l'actionnement AMF des outils de CMIR | 60 |
| 2. Méthode de segmentation pour la génération de trajectoire en uréthérocopie active.. | 65 |
| 3. Capteurs distaux pour la mesure des interactions outil-organe..... | 69 |
| 4. Capteur tactile pour endoscope en interaction multi-point. | 74 |
| 5. Conclusion du chapitre..... | 78 |
| Chapitre VI : Conclusion et perspectives | 79 |
| 1. Résultats obtenus..... | 79 |
| 2. Synthèse | 81 |
| 3. Perspectives..... | 81 |
| Publications personnelles citées dans ce manuscrit | 87 |
| Autres références bibliographiques | 89 |

Table des illustrations

| | |
|---|----|
| Figure 1: Instrument dextre de laparoscopie [42] (a) Partie opérative (b) Vue endoscopique. | 2 |
| Figure 2: Systèmes porte-endoscopes développés à l'Université d'Osaka. | 2 |
| Figure 3: Control multimodal d'un porte-microscope de neuro-chirurgie développé à l'Université de Aachen. | 3 |
| Figure 4: Segmentation d'instruments dans une scène laparoscopique (TIMC Grenoble). | 3 |
| Figure 5: Exploitation de modèles CT/MRT pour le placement de tâche en CMIR. | 4 |
| Figure 6: Classification des systèmes de CMIR par ordre de grandeur de leur volume (motorisation et partie opérationnelle). | 4 |
| Figure 7: Exemples de robots de CMIR à base déportée. | 6 |
| Figure 8: Exemples de robots compacts de CMIR. | 7 |
| Figure 9: Exemples d'endoscopes actifs. | 7 |
| Figure 10: Exemples de cathéters actifs. | 8 |
| Figure 11: Anatomie de l'oreille. | 13 |
| Figure 12: Prothèse d'étrier. | 13 |
| Figure 13: Accès à l'oreille moyenne. | 13 |
| Figure 14: Environnement de la scène opératoire (d'après [Haenggeli, 2006]). | 13 |
| Figure 15: Espace de travail du robot otologique (gauche), Utilisation du système Digipointer® pour la modélisation de celui-ci (droite). | 14 |
| Figure 16: Banc de mesure des efforts d'interaction outil-organe. | 14 |
| Figure 17: Cinématiques candidates. | 15 |
| Figure 18: Paramétrage de la structure retenue. | 17 |
| Figure 19: Calcul de la distance aux obstacles (g.), calcul du champ de vision libre (dr.). | 18 |
| Figure 20: Résultats de l'exploration systématique (g. : 1ère passe, dr. : 2nde passe). | 18 |
| Figure 21: Résultat de l'optimisation par AG. | 19 |
| Figure 22: Composition du robot otologique. | 20 |
| Figure 23: Schéma de couplage unilatéral. | 20 |
| Figure 24: Tests sur mannequin. | 21 |
| Figure 25: Tests sur rochers humains. | 21 |
| Figure 26: Travail sous vision endoscopique. | 21 |
| Figure 27: Instrument dextre de laparoscopie de Yamashita [127]. | 22 |
| Figure 28: Banc de simulation (gauche), scène virtuelle (droite). | 23 |
| Figure 29: Trois cinématiques distales considérées. | 24 |
| Figure 30: Deux types de poignées considérés. | 24 |
| Figure 31: Temps moyens (s) de réalisation avec trois cinématiques distales différentes et pour 15 sujets différents. | 24 |
| Figure 32: Score obtenus en suture sagittale pour les différents modes de couplage. | 24 |
| Figure 33: Mobilités du porte-instrument de laparoscopie. | 25 |
| Figure 34: Composition du porte-instrument de laparoscopie. | 25 |
| Figure 35: Fermeture de pince (g.), insertion dans le trocart (centre), geste de suture (dr.). | 26 |
| Figure 36: Endoscope flexible Olympus® (g.), utilisation en gastroentérologie (dr.). | 29 |
| Figure 37: Relation température-contrainte-fraction martensite dans les AMF. | 31 |
| Figure 38: variabilité de R en fonction de la température. | 32 |
| Figure 39: diagrammes DSC. | 33 |
| Figure 40: Influence du cyclage sur le diagramme DSC. | 34 |

| | |
|---|----|
| Figure 41: Caractérisation en traction des échantillons de NiTi en phase froide. a- banc d'essai, b- cycles traction-relâchement, c- traction continue jusqu'à la rupture. .. | 34 |
| Figure 42: Caractérisation en traction des échantillons | 35 |
| Figure 43: Ressorts AMF plan (a) et hélicoïdal (b). | 36 |
| Figure 44: Etat de surface du NiTi après découpe laser..... | 36 |
| Figure 45: Fissures localisées dans les congés..... | 37 |
| Figure 46: Essai de découpe par électroérosion. | 37 |
| Figure 47: Comparaison des DSC avant et après découpe laser. | 37 |
| Figure 48: Braille actif actionné par ressorts en AMF. | 38 |
| Figure 49: Montage pour la mise en forme hélicoïdale. | 38 |
| Figure 50: Etats de surface du ressort AMF à différents stades de sa vie..... | 38 |
| Figure 51: Principe de l'actionnement par 4 fils AMF d'une structure béquillée..... | 40 |
| Figure 52: Prototype d'endoscope actif de l'ISIR (gauche), structure du béquillage (droite). .. | 40 |
| Figure 53: Forces de traction sur les câbles (g) vs flexion du béquillage (°). | 41 |
| Figure 54: course des câbles (mm) vs flexion du béquillage (°). | 41 |
| Figure 55: Caractéristique traction-élongation du NiTinol employé. | 41 |
| Figure 56: Angle maximal de flexion vs de la valeur de pré-tension des fils AMF. | 41 |
| Figure 57: Détermination algébrique de la flexion maximale..... | 42 |
| Figure 58: Actionnement électrique (gauche), actionnement manuel (droite)..... | 42 |
| Figure 59: Principe de l'actionnement distribué d'un béquillage d'endoscope. | 46 |
| Figure 60: Modes d'intégration possibles des ressorts AMF. | 47 |
| Figure 61: Caractérisation de la charge articulaire..... | 47 |
| Figure 62: Caractéristique flexion – couple résistant. | 47 |
| Figure 63: Paramétrage de la géométrie des ressorts AMF. | 48 |
| Figure 64: Valeurs des scores en couple (gauche) et en contrainte (droite). | 48 |
| Figure 65 : Meilleur score (g.), évolution des valeurs de chaque paramètre (dr.). | 49 |
| Figure 66: Détermination de la course maximale théorique. | 50 |
| Figure 67: Constitution du prototype. | 50 |
| Figure 68: Détermination expérimentale de la course de sortie..... | 50 |
| Figure 69: Détermination expérimentale du couple en configuration d'origine. | 50 |
| Figure 70: Forceps de neurochirurgie (Störz®). | 51 |
| Figure 71: cathéter de cardiologie (Arrow®)..... | 51 |
| Figure 72: Système d'actionnement de Mineta [107]. | 53 |
| Figure 73: Principe du cathétérisme actif à base de fils en AMF. | 53 |
| Figure 74: Structure à trois fils AMF. | 53 |
| Figure 75: Modèle d'interaction AMF-structure..... | 54 |
| Figure 76: confirmation expérimentale du modèle développé..... | 55 |
| Figure 77: Principe et illustration du brevet sur l'intégration des fils AMF. | 56 |
| Figure 78: Principe et illustration du brevet sur le contrôle de courbure par la rigidité distribuée. | 56 |
| Figure 79: Réalisation d'un urétroscope à flexion commandable (support : instrument Störz®). | 56 |
| Figure 80: Franchissement de la crosse aortique par un cathéter actif..... | 57 |
| Figure 81: Exercice de positionnement d'un micro-cathéter actif dans un fantôme 2D..... | 57 |
| Figure 82: Micro-translateur à base de ressort plans AMF. | 58 |
| Figure 83: Trois niveaux possibles de retour sensoriel en chirurgie robotisée. | 59 |
| Figure 84: Schéma d'asservissement automatique en position. | 61 |

| | |
|---|----|
| Figure 85: Modèle générique d'une structure actionnée par éléments AMF antagonistes. | 62 |
| Figure 86: Principe du contrôle par mode glissant (g.), partition du plan de phase (dr.)..... | 62 |
| Figure 87: Trois allures de convergences suivent la valeur de K..... | 63 |
| Figure 88: Influence quantitative du paramètre K. | 64 |
| Figure 89: Définition et influence de la largeur de la zone morte..... | 64 |
| Figure 90: Bande passante du système asservi..... | 65 |
| Figure 91: Système pour la planification des mouvements fins en urétéroscopie active..... | 65 |
| Figure 92: Exemple d'image urétéroscopique (gauche), comparaison segmentation manuelle/segmentation automatique (droite). | 66 |
| Figure 93: Valeurs du F-score pour différents critères d'admissibilité..... | 68 |
| Figure 94: Compacité relative moyenne vs dimensions de la fenêtre de balayage..... | 68 |
| Figure 95: Exemples de segmentations sur différents types de lithiases. | 68 |
| Figure 96: Détails du capteur. | 70 |
| Figure 97: Test de contrôle en effort sur environnement mobile..... | 70 |
| Figure 98: Capteur de contact à base de lames IPMC..... | 71 |
| Figure 99: Réponse des IPMC Na+115 et Li+117 dans le cas d'une sollicitation alternative en flexion..... | 71 |
| Figure 100: Trajet des sondes de stimulation cérébrale profonde jusqu'au noyau sous- thalamique pour le traitement de la maladie de Parkinson (source : Medtronic). 72 | 72 |
| Figure 101: Palpeur pour la localisation en phase d'insertion. | 72 |
| Figure 102: Mesures sur environnement artificiel. | 73 |
| Figure 103: Calcul de la signature..... | 73 |
| Figure 104: Interprétation de la signature du palpeur à lame IPMC. | 73 |
| Figure 105: Exemple de difficulté à évaluer la distance à l'environnement en endoscopie 2D (image Ph. Decq CHU Mondor)..... | 73 |
| Figure 106: Réseau tactile de Takizawa..... | 75 |
| Figure 107: Principe et modèle de la structure en croix suspendue. | 75 |
| Figure 108: Détermination de la poutre homogène équivalente. | 76 |
| Figure 109: Prototype de capteur tactile en matrice..... | 77 |
| Figure 110: Localisation des palpeurs (a), Poutre du micro-préhenseur (b), Banc de test (c). 77 | 77 |
| Figure 111: Caractéristique force – tension du capteur..... | 77 |
| Figure 112: Premiers essais de CRV sur urétéroscopie actif. | 78 |
| Figure 113: Colonoscopie avec contrôle multi-agent (simulation : Ch. Khül). | 78 |
| Figure 114: Maillage d'un cathéter actif (gauche), mesure par caméra thermique (droite).... | 82 |
| Figure 115: Critères pour le placement des actionneurs répartis (g.), simulation des écoulements autour d'un dispositif actif de clampage (dr.). | 83 |
| Figure 116: Calcul de courbure d'un cathéter en phase d'embolisation. | 83 |
| Figure 117: Sonde de micro-endoscopie confocale MaunaKea. | 85 |
| Figure 118: Simulateur de laparoscopie version 2 (gauche), analyse de la posturologie en laparoscopie (droite)..... | 86 |

Chapitre I : Introduction

Aujourd'hui, la chirurgie minimalement invasive s'impose comme option préférentielle dans bien des cas de traitements chirurgicaux. Son principe est d'offrir aux chirurgiens un accès aux organes qui minimise le temps d'intervention et le traumatisme subi par le patient. Les voies d'abord employées peuvent être naturelles, endo-vasculaires ou consister en de petites incisions dans l'enveloppe corporelle (laparoscopie). Peu de spécialités médicales échappent au phénomène. Et l'on tente aujourd'hui des gestes surprenants sur ce mode comme par exemple l'appendicectomie transvaginale ou transgastrique [Kantsevov (2008)].

L'intérêt de ces procédures mini-invasives est également important en termes de logistique hospitalière. L'anesthésie du patient est allégée voire supprimée et son séjour à l'hôpital est en général raccourci. On économise également de la main d'œuvre au bloc : alors qu'une opération de pontage coronarien via sternotomie fait intervenir jusqu'à trois chirurgiens à la suite, un cardiologue peut seul poser différents stents en une intervention.

Mais la chirurgie minimalement invasive ne présente pas que des avantages. Les techniques d'intervention et l'outillage mis en œuvre réclament une adresse particulière. La vision est partielle et dans certains cas intermittente comme lorsqu'on procède sous radioscopie. Qu'ils passent par un trocart, un orifice naturel ou un point de ponction artériel, les instruments employés sont longs (parfois souples) et cinématiquement contraints aux points d'insertion. S'ajoute souvent une sollicitation physique importante : le chirurgien est très sollicité au niveau de ses membres supérieurs et de son tronc. A titre d'exemple, il n'est pas rare en urologie qu'une lithostripsie par urétéroscopie souple oblige le chirurgien à se tenir bras levés pendant deux heures ou plus.

Au delà de l'inconfort du chirurgien, ces conditions opératoires ne sont évidemment pas sans conséquence sur les résultats cliniques. Le taux de réussite et les risques d'accidents ou de complications per-opératoires sont naturellement influencés par les contraintes d'accès et les problèmes de coordination main-œil. Les cas de reprise en chirurgie ouvertes sont encore fréquents [Look et al. (2001)]. Enfin, l'apprentissage des techniques opératoires est plus difficile et n'est pas sans impact sur le renouvellement des générations de chirurgiens.

On le voit : malgré une supériorité de *principe*, la chirurgie minimalement invasive est dans une large mesure entravée par un ensemble d'inconvénients *pratiques*. En conséquence, une demande forte est apparue depuis plus de 15 ans en matière d'amélioration des techniques et instruments pour ce type de chirurgie. Comme une évidence, la voie de la robotisation a attiré l'attention des acteurs du domaine : chirurgiens, fabricants, gouvernements et chercheurs. Aujourd'hui, la robotisation de la chirurgie minimalement invasive est un thème de recherche parmi les plus répandus au sein de la communauté robotique mondiale.

1. Panorama de la robotique dédiée à la chirurgie minimalement invasive

Les réflexions menées à travers le monde sur le thème de la chirurgie minimalement invasive robotisée (CMIR) se subdivisent en un certain nombre d'axes de recherche très complémentaires les uns des autres. Ces axes se nourrissent des avancées les plus récentes du domaine de la robotique et des sciences de l'ingénieur en général : automatique pour le contrôle-commande des systèmes, conception optimale des mécanismes, matériaux intelligents, traitement d'image etc. Nous répertorions ci-après cinq thèmes majeurs de la CMIR.

Robots porte-instrument et instruments intelligents

Ces robots ou instruments robotisés (Figure 1) dont la dextérité prolonge et complète celle de l'opérateur, ont pour vocation de réaliser les gestes opératoires, ou une partie de ces gestes, à la place du chirurgien. Le but est, dans tous les cas, d'améliorer soit la précision, soit la rapidité soit la sécurité de l'intervention. De nombreux systèmes destinés à prolonger ainsi la main du chirurgien ont été adressés [Taylor and Stoianovici (2003)] [Dharia and Falcone (2005)] [O'Tool et al. (2010)].

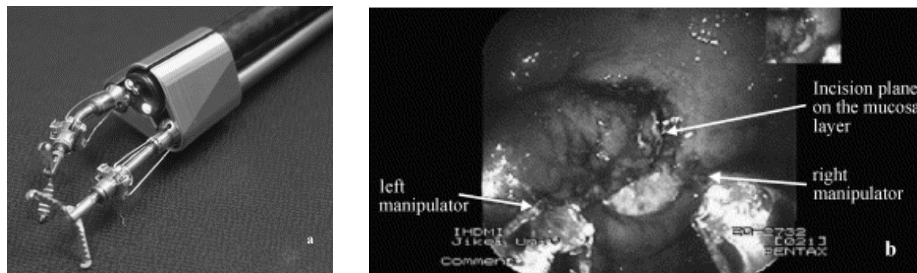


Figure 1: Instrument dextre de laparoscopie [Hattori et al. (2006)] (a) Partie opérative (b) Vue endoscopique.

L'amélioration du confort visuel en chirurgie mini-invasive.

Il ne s'agit pas tant d'élargir le champ de vision du chirurgien mais plutôt de le rendre plus pertinent et/ou plus flexible. Ainsi, un certain nombre de systèmes robotisés ont été développés dans le but de positionner et déplacer, suivant les consignes du chirurgien, les moyens de retransmissions qu'il utilise : endoscopes [Moreau-Gaudry et al. (2009)] [Nishikawa et al. (2003)] (voir Figure 2), microscopes [Hein (2001)], instruments de radioscopie, sondes échographiques [Pierrot et al. (1999)] [Al-Bassit (2003)].

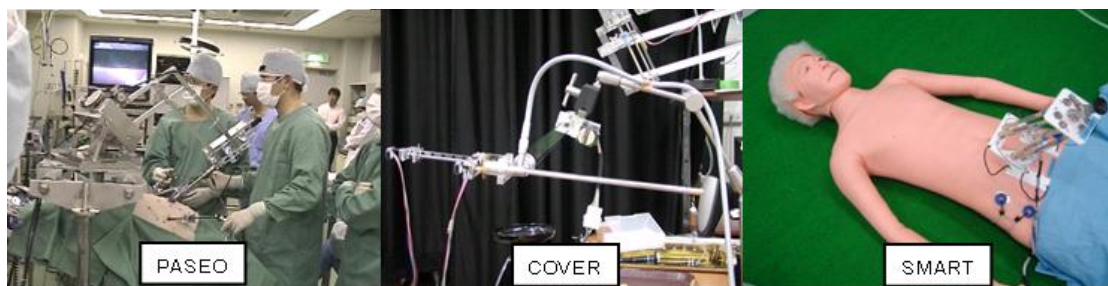


Figure 2: Systèmes porte-endoscopes développés à l'Université d'Osaka.

L'interfaçage entre opérateur et système de CMIR

Il s'agit d'optimiser la transmission et l'interprétation des volontés du chirurgien en termes de gestes à effectuer par le système robotisé. Des interfaces type bras maître de téléopération spécialement dédiées à la CMIR ont vu le jour [Kanagaratnam et al. (2008)]. De façon à libérer entièrement les mains du chirurgien, la commande vocale a été largement exploitée [Allaf (1998)]. Enfin, des modes de commande plus innovants utilisant par exemple l'électrostimulation [Robineau (2007)] ou le suivi des mouvements de la tête [Lauer et al. (2006)] sont actuellement à l'étude (Figure 3).

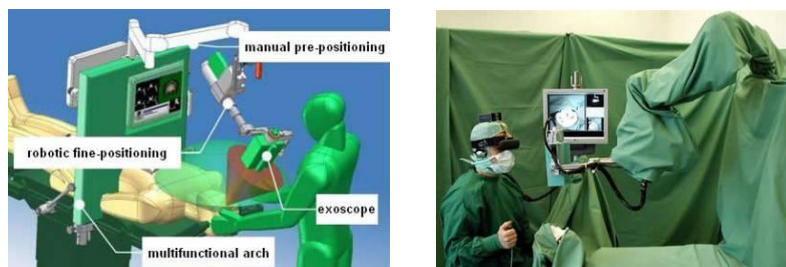


Figure 3: Contrôle multimodal d'un porte-microscope de neuro-chirurgie développé à l'Université de Aachen.

Commande référencée capteur en CMIR

Certains systèmes permettent l'exécution en automatique de tâches complexes sur le plan de la coordination. C'est par exemple en laparoscopie l'asservissement des efforts d'interaction outil-organe grâce à une mesure des efforts de contact [Zemiti et al. (2007)] [Konietschke et al. (2009)] [Wallid (2007)]. Le tracking visuel d'outil ou d'organe (Figure 4) a également été adressé [Voros et al. (2007)] [Ott et al. (2008)]. Enfin, un grand nombre de travaux ont porté sur le contrôle de mouvements intracorporels à base d'images non vidéo [Vitrani et al. (2007)] [Cole et al. (2009)].

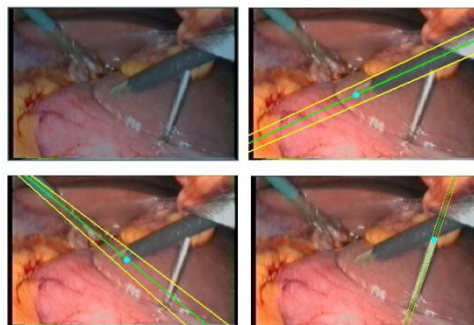


Figure 4: Segmentation d'instruments dans une scène laparoscopique (TIMC Grenoble).

L'aide à la planification.

La robotique peut également jouer un rôle essentiel en phase de planification des interventions quand le chirurgien n'a pas les moyens d'interpréter exactement et exhaustivement les données de l'imagerie pré-opératoire. Des systèmes ont été conçus pour le guidage en insertion percutanée [Taillant et al. (2004)] [Maurin et al. (2004)] ou cérébrale [Li et al. (2002)], le tir de radiothérapie [Hara et al. (2007)], ainsi que pour le recalage en orthopédie

[Nishihara et al. (2004)] [Grueneis and Richter (1999)] ou la réalité augmentée [Konietschke et al. (2006)] (Figure 5).



Figure 5: Exploitation de modèles CT/MRT pour le placement de tâche en CMIR (DLR Insitute).

2.Objectifs de notre travail

On conçoit bien l'intérêt potentiel d'un système qui combinerait l'ensemble des fonctionnalités précédentes. Cependant, peu d'entreprises ou de laboratoires parviennent à mener une telle approche intégrative des questions de dextérité, d'immersion et de contrôle-commande. Le groupe Agathe de l'ISIR n'échappe pas à la règle et concentre ses efforts depuis quelques années essentiellement sur les questions d'asservissement visuel ou en effort [Vitranì et al. (2007)] [Zemiti et al. (2007)], de planification [Vancamberg et al. (2010)] [Torterotot et al. (2010)] [Pinault et al. (2007)] et de conception d'instruments ou de porte-instruments de CMIR [Khul (2003)] [Salle et al. (2004)].

Les travaux rassemblés dans ce mémoire portent précisément sur ce dernier point. En un peu plus de dix années, une somme importante de projets et partenariats (labélisés ou non) ont vu le jour et ont mobilisé une quantité significative de moyens humains et financiers pour tenter d'ouvrir des pistes prometteuses en matière d'amélioration de la dextérité, de la sécurité et de la rapidité per-opératoire, par la voie de *l'innovation instrumentale*.

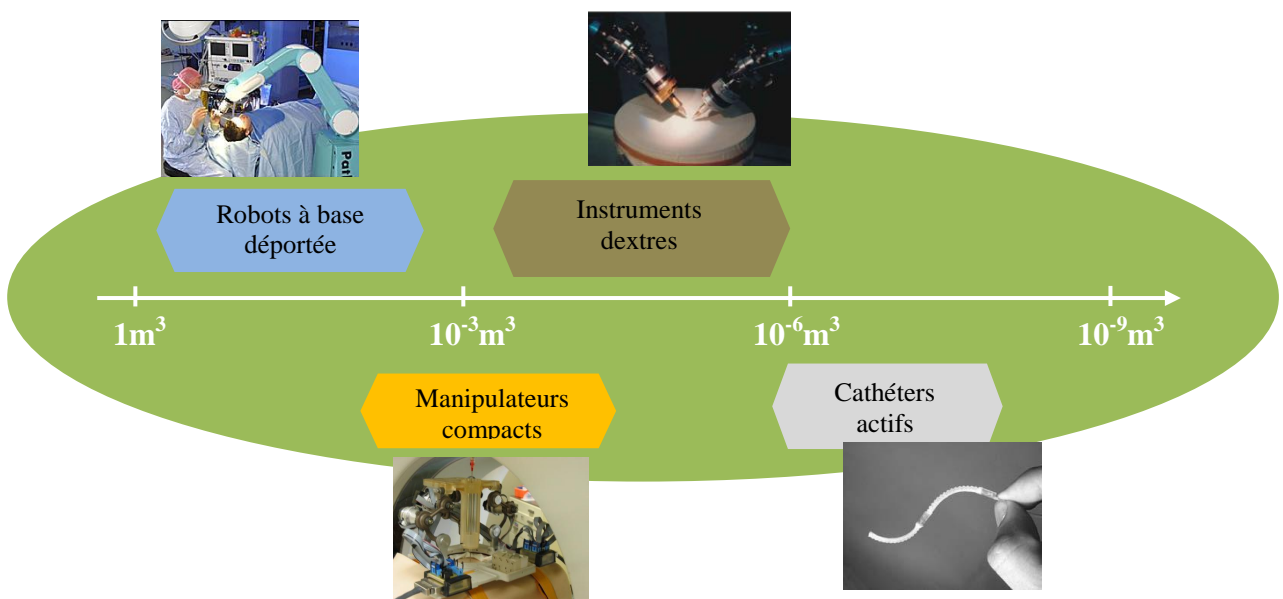


Figure 6: Classification des systèmes de CMIR par ordre de grandeur de leur volume (motorisation et partie opérationnelle).

Nous donnons dans ce qui suit un bref état de l'art en matière d'instrument robotisé de chirurgie minimalement invasive. Ces instruments peuvent être distingués sur le plan fonctionnel (améliorer la vision ou le geste proprement dit), sur le plan de l'interfaçage avec le chirurgien (mode de fonctionnement automatique, téléopéré, intermittent...) et enfin, bien sûr, sur le plan structurel (poids, volume, précision...). Arbitrairement, nous avons choisi de distinguer les solutions au regard du volume de leur partie active (Figure 6). Cette variable nous a semblée bien indiquée car beaucoup d'autres critères distinctifs (précision, coût, volume de l'espace de travail...) lui sont dans une certaine mesure corrélés. L'analyse qui accompagne la présentation montre les points forts ainsi que les limites de l'existant et permet de situer l'intérêt de nos travaux par rapport à ceux des autres laboratoires.

3. Bref état de l'art des instruments et porte-instruments de CMIR

Les porte-instruments à base déportée

Les robots à base déportée servant à la chirurgie minimalement invasive sont nombreux et pour certains commercialisés depuis longtemps. On trouve notamment :

- Des robots stéréotaxiques qui servent au pré-positionnement automatique de sonde ou d'aiguille avant insertion. Le Neuromate[®] par exemple (Figure 7 à gauche) en neurochirurgie fut un des premiers robots à entrer au bloc au début des années 90. Le robot Probot[®] quant à lui réalisait en 1988 la première résection transurétrale de prostate en mode automatique [Dharia and Falcone (2005)]. Rangeons également dans cette catégorie le Robodoc[®] [Nishihara et al. (2004)] capable d'exécuter en automatique des tâches de résection osseuse en orthopédie.
- Des robots téléopérés dont le chirurgien commande les déplacements via une interface ou un bras maître ergonomique. La Figure 7 au centre montre le robot daVinci[®] (Intuitive Surgical) surtout utilisé en chirurgie cardiaque et en urologie et dont plus d'un millier d'exemplaires a été vendu dans le monde.
- Des robots de co-manipulation qui saisissent l'outil en même temps que le chirurgien. Le robot est dans ce cas transparent la plupart du temps et sert essentiellement à empêcher les faux gestes. Parmi les robots du commerce de ce type, le Rio Robotic Arm[®] (Figure 7 à droite) et l'Acrobot[®] sont employés en orthopédie. De manière intéressante, le nouveau robot de neurochirurgie Rosa[®] de MedTech, intègre également un mode co-manipulé complémentaire des fonctions stéréotaxiques classiques de la spécialité.



Neuromate® (Renishaw)



Da Vinci® (Intuitive Surgical)



Rio Robotic Arm® (Mako)

Figure 7: Exemples de robots de CMIR à base déportée.

L'encombrement au sol de ces solutions est significatif par principe. De même, leur mise en place ou leur dégagement en urgence en cas de reprise manuelle d'opération peuvent être problématiques pour le personnel du bloc. Le coût financier de ces systèmes est loin d'être anodin. Ils occasionnent des coûts d'achat, de fonctionnement et de maintenance élevés (Tableau 1). Le retour sur investissement n'étant pas évident, seuls les services chirurgicaux à forte activité peuvent être financièrement intéressés par leur acquisition.

Tableau 1: Comparatif financier de trois systèmes de CMIR à base déportée (source : CEDIT APHP).

| Systeme | Acquisition (k€) | Maintenance annuelle (k€) | Fonctionnement par procédure (€) |
|------------------------------|------------------|---------------------------|----------------------------------|
| DaVinci® 3 bras (2001) | 1200 | 100 | 2500 |
| Neuromate® avec cadre (2001) | 280 | 47 | 180 |
| Aesop® 3000 (2000) | 80 | 13 | 20 |

Du point de vue structurel, ces robots adoptent souvent des cinématiques sérielles directement inspirées des manipulateurs industriels et qui sont, dans une certaine mesure, peu précises (Le Neuromate a une précision de 0,5mm en positionnement de sonde cérébrale [CEDIT (2001)]). Ceci a conduit de nombreux laboratoires à imaginer des structures plus évoluées et originales mieux adaptées aux contraintes de la CMI (structures parallèles [Jensen et al. (1997)], hybrides [Emeagwali et al. (2004)], à centre de rotation déporté [Pournaras et al. (1991)]...).

Les manipulateurs compacts de CMIR

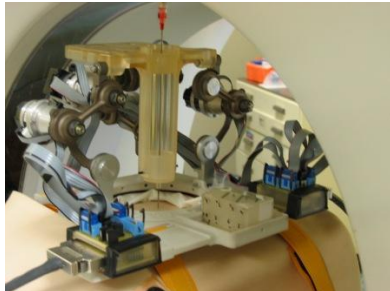
Les inconvénients des systèmes à base déportée ont motivé le développement de robots compacts porte-instruments (Figure 8). De façon à être au plus près des voies d'accès, ceux-ci sont montés sur la table d'opération [Loser et al. (2000)] [Herman et al. (2009)] ou sur le patient lui-même [Maurin et al. (2004)] [Kwon, Yoon, Lee, Ko, Huh, Chung, Park and Won (2001)]. Des porte-endoscopes de ce type ont vu le jour et fonctionnent actuellement en routine clinique [Moreau-Gaudry et al. (2009)].

La compacité de ces robots dégage la visibilité et la circulation en périphérie de la table d'opération. On peut même parvenir à des volumes utilisables sous scanner [Maurin et al. (2004)] ou IRM [Taillant et al. (2004)]. Dans ce cas, les composants technologiques employés

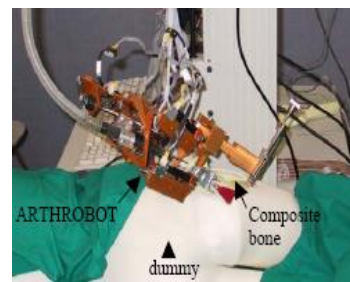
doivent être bien sûr magnéto-compatibles. En laparoscopie, le fait que la base du porte-instrument repose sur l'abdomen du patient compense en partie les mouvements perturbateurs dus à la respiration.



Viky® (Endocontrol)



CT-bot (LSIIT)



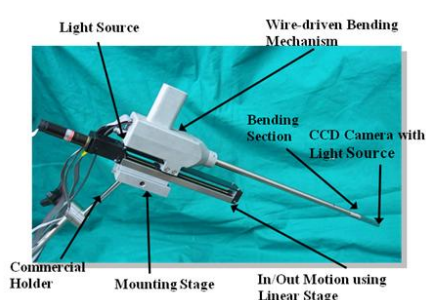
Arthrobot (Kaist)

Figure 8: Exemples de robots compacts de CMIR.

La mise en place du dispositif sur la table d'opération ou sur le patient (laquelle conditionne la précision et la fiabilité des gestes qui seront pratiqués) peut s'avérer longue et délicate. Par ailleurs, il semble difficile d'utiliser simultanément plusieurs de ces manipulateurs compacts de CMIR lors de la même intervention.

Les endoscopes actifs

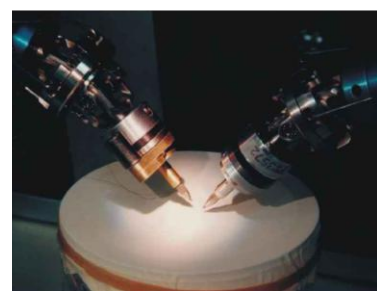
Le domaine des robots *intra-corporels* pour l'inspection, la navigation ou l'exécution de gestes complexes en CMIR est lui aussi en plein développement. Dans sa forme la plus simple, il s'agit de proposer une motorisation des systèmes d'endoscopie ou fibroscopie traditionnellement actionnés par câbles et manettes. On touche ici à la catégorie des endoscopes actifs dont le diamètre est généralement compris entre 4 et 10mm et qui ne possèdent qu'un ou deux ddl distaux. Toutes les disciplines pour lesquelles les instruments évoluent principalement dans des cavités sont potentiellement intéressées : cœlioscopie, chirurgie thoracique ou gastro-intestinale,...



Endoscope actif du TC Lab
(KAIST)



Instrument dextre de
cardiologie (Hansen)



Robot Assisted Micro-
surgery System (JPL)

Figure 9: Exemples d'endoscopes actifs.

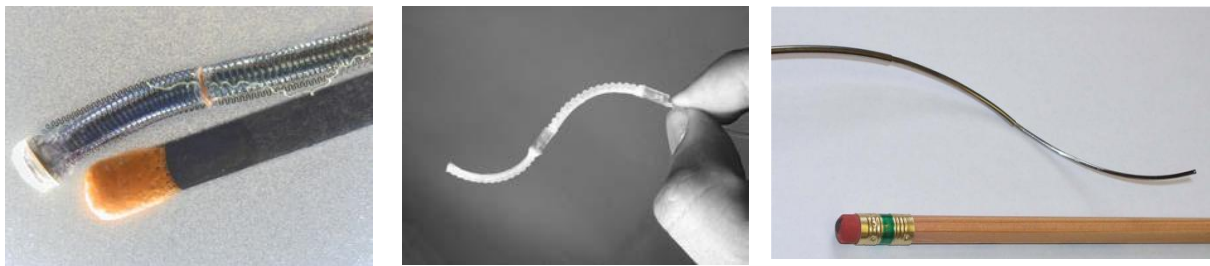
Les structures terminales de ces instruments sont béquillées ou flexibles. La majorité des prototypes envisagés [Leroux et al. (2001)] [Lee et al. (2003)] [Kanagaratnam et al. (2008)] [Peirs et al. (2002)] sont motorisés à l'aide de moteurs électriques extra-corporels (Figure 9). Ceci nécessite une transmission de mouvement par câble qui contribue à augmenter le diamètre de l'instrument et peut introduire du jeu.

Peu de systèmes à moteurs électriques embarqués ont été envisagés [Salle et al. (2004)] [Merlet (1997)] et ce, pour des raisons évidentes de miniaturisation. L'actionnement déporté pneumatique [Thomann et al. (2003)] outre son aspect peu pratique ne permet pas d'atteindre des angles de flexion suffisants. Enfin, les Alliages à Mémoire de Forme (AMF) [Menciassi et al. (2002)] permettent de miniaturiser davantage mais se heurtent aux problèmes du rendement énergétique, de l'élévation de température et du temps de réponse.

Quel que soit le type de motorisation envisagé, la question de la miniaturisation des endoscopes actifs n'est pas résolue. Dans le cas de la laparoscopie, aucun instrument dextre combinant un diamètre inférieur à 5 mm avec un nombre de ddl motorisés supérieur à 2 et une capacité en effort intéressante pour cette spécialité n'a été validé à ce jour. Avec l'apparition de nouvelles pratiques comme le trocart unique ou la chirurgie endoscopique transluminale par voie naturelle (NOTES), la pression s'accroît au niveau de ce verrou technologique.

Les cathéters et fibroscopes actifs

Les outils dextres de type cathéter actif ont des diamètres inférieurs à 4 mm et visent principalement des applications endovasculaires et plus rarement l'endoscopie souple (fibroscopes actifs). Ce sont par définitions des structures flexibles tubulaires à longue portée. L'actionnement est donc généralement embarqué en tête de dispositif (Figure 10) à cause des distances séparant le point d'insertion de la zone d'intervention [Fukuda et al. (1994)].



Catheter actif de Chang

Catheter pneumatique d'Ikuta

Canules concentriques de Dupont

Figure 10: Exemples de cathéters actifs.

Les premiers prototypes significatifs datent du milieu des années 90 [Mizuno (1994)] [Lim (1995)]. Dans leur très grande majorité, ils exploitent la technologie des AMF à des fins de miniaturisation. On note quelques essais utilisant des technologies originales comme les polymères électro-actifs [Guo (1995)], le pneumatique à très petite échelle [Ikuta (2007)] ou encore la superposition de tubes pré-formés [Sears and Dupont (2006)]. D'une manière générale, rares sont les instruments montrant (ne serait-ce qu'en laboratoire) des performances compatibles avec les contraintes de la chirurgie minimalement invasive endo-vasculaire, en particulier en termes de compromis diamètre / rayon de courbure.

D'autre part, beaucoup de travaux ont pour objectif l'actionnement distribué de ces instruments [Mineta et al. (2001)] [Park and Esashi (1996)]. Il s'agit ici de tirer parti du nombre, théoriquement illimité, de mobilités présentes dans ces structures souples. Pour l'instant, aucune solution d'intégration suffisamment fiable n'a permis de valider le concept. Les recherches se poursuivent sur ce thème avec en particulier l'approche où le support flexible de l'instrument est lui-même un matériau actif commandable localement [Tung et al. (2006)].

Enfin, le problème du contrôle et de la maîtrise des interactions outil-organe apparaît encore plus crucial dans le cas de ces instruments flexibles longue portée. Leur longueur et la sinuosité des parcours induisent possiblement un grand nombre d'interactions avec l'organisme. La commandabilité de ces instruments s'en trouve affectée et bien sûr les risques de lésion accidentelle sont importants. Ici plus qu'ailleurs, l'intégration de capteurs distaux intra-corporels semble primordiale et en même temps très complexe au regard des dimensions des systèmes [Berkelman et al. (2003)] [Takizawa et al. (1999)].

4. Notre approche

Les quelques éléments bibliographiques ci-dessus illustrent parfaitement ce que peut apporter la robotique dans le domaine des instruments de CMI : confort de travail, précision, sécurité, économie de main d'œuvre. On a également fait état des limites de l'existant :

- Robots à base déportée : encombrement et coût,
- Manipulateurs compacts : problèmes liés à l'installation sur le patient,
- Endoscopes actifs : absence d'alternative fiable à la motorisation électrique,
- Cathéters actifs : antagonisme entre miniaturisation et performance.

Contribuer à la résolution d'une partie de ces problèmes fut la principale motivation des travaux présentés dans ce mémoire.

Différentes spécialités chirurgicales ont orienté le cadre applicatif de nos recherches. Celles-ci vont de la micro-chirurgie aux interventions endovasculaires en passant par la CMI cavitale (laparoscopie). Chacun de ces domaines véhicule son propre contexte (ne serait-ce que du point de vue de la nature du milieu intra-corporel investi: gazeux/liquide/solide, opaque/translucide...). Quel que soit le type d'application visé, les freins à la robotisation sont cependant globalement les mêmes : problème d'intégration et de miniaturisation, coût, acceptation par les praticiens... En ce sens, notre approche peut être caractérisée par un certain nombre d'aspects méthodologiques transverses, faisant écho à autant de questions fondamentales de la CMIR :

1. Les nombreux obstacles rencontrés en termes de performance et d'intégration nous ont conduits tout au long de ces travaux, à nous appuyer sur les apports de la *mécatronique*. Nous avons fait appel à des disciplines diverses : imagerie, micro-électronique, nanotechnologie... En particulier, l'accent a été mis sur l'utilisation de matériaux innovants pour capteurs et actionneurs, au premier rang desquels les alliages à mémoire de forme (AMF) dans la foulée de travaux pionniers de N. Troisfontaine [Dario et al. (1997)] [Szewczyk et al. (1999)].
2. Nos travaux sont marqués par la recherche *d'optimalité* et systématiquement ponctués par *l'expérimentation*. Ici, c'est à chaque fois la finalité industrielle et commerciale de nos projets qui est prise en compte. En particulier, les développements conduits font appel à des méthodes avancées de simulation et d'optimisation en mécanique (logiciels de simulation multi-physique, algorithmes génétiques, modèles éléments finis ou analytiques).

3. Enfin, répondant à une demande mainte fois exprimée par les praticiens, nous avons constamment cherché à maintenir le chirurgien dans une proximité rassurante avec son patient. Pour ce faire, nous avons opté pour la mise en œuvre presque systématique du principe de *comanipulation*. Concrètement, les instruments que nous avons développés sont le plus souvent tenus à la main, préservant le « contact » avec le patient et laissant le chirurgien dans une posture globalement inchangée. En outre, cette approche résout en grande partie le problème d'un surcroît d'encombrement au bloc.

5. Plan du mémoire

Le chapitre II de ce mémoire porte sur la conception optimale de robots porte-instruments à motorisation *extra-corporelle*. Les deux cas d'étude traités sont : un robot télé-opéré de chirurgie otologique et un robot co-manipulé pour la laparoscopie. Les problématiques soulevées sont très complémentaires l'une de l'autre des points de vue échelle d'application et contrainte de mise en œuvre. Les deux systèmes proposés couvrent dès lors à eux deux un large pan des besoins du domaine. Par ailleurs, on cherche à chaque fois à robotiser une procédure dans son ensemble et non un geste chirurgical particulier. Le caractère ambitieux de l'objectif oblige alors à une prise en compte exhaustive du besoin et une mise en œuvre de moyens d'évaluation adaptés.

Le troisième et le quatrième chapitre traitent quant à eux de la conception d'outils actifs pour un apport de dextérité en *intra-corporel*. Différentes échelles et différents niveaux de difficulté sont abordés. L'utilisation des AMF est privilégiée. Le chapitre III présente des résultats généraux en termes de modélisation, de procédé et d'intégration de micro-actionneurs AMF. Le chapitre IV, en s'appuyant sur les résultats précédents, traite des possibilités de systèmes actifs à haute mobilité intracorporelles. A la différence des nombreux travaux ayant déjà porté sur ces thèmes, notre approche est de s'appuyer à chaque fois sur un modèle d'interaction actionneur - structure pertinent. En parallèle, la réalisation de nombreux prototypes a contribué à l'élaboration de procédés de fabrication originaux brevetés.

Dans le chapitre V, on aborde différentes questions liées aux moyens de contrôle et d'information à mettre en œuvre pour améliorer la qualité et la sécurité des gestes de CMIR. Deux approches simples du contrôle-commande sont proposées dans des conditions innovantes d'exploitation. En complément de ces approches, différents types de capteurs tactiles sont conçus et testés pour l'aide à la localisation et à l'évitement de collision en milieu intracorporel.

Enfin, une synthèse des travaux effectués et une mise en perspective constituent le dernier chapitre de ce mémoire. Les perspectives concernant les porteurs extra-corporels de même que les outils dextres intra-corporels apparaissent nombreuses. Des projets labellisés débutent dans la continuité de ce qui a été fait. Des axes nouveaux de recherche constituent les perspectives à plus long terme de ces travaux.

Chapitre II : Conception optimale de robots porteurs extra-corporels

On a vu au chapitre précédent que les systèmes de CMIR sont constitués, pour leur partie matérielle, de trois sous-ensembles : l'instrument, le porte-instrument (ou robot porteur) et l'interface homme/machine. Le porte-instrument peut être téléopéré, fonctionner en autonomie ou participer à la co-manipulation de l'outil.

D'une manière générale, la conception d'un porte-instrument de CMIR est un objectif multi-contraint. En se limitant aux aspects mécaniques du problème, les principales spécifications à prendre en compte sont :

- l'encombrement du bloc
- la facilité d'installation et de désinstallation
- la forme et l'envergure de l'espace atteignable
- la précision de positionnement
- les efforts produisibles
- la rigidité structurelle
- la compatibilité avec la voie d'abord (mouvements cinématiquement contraints)
- les aspects sanitaires (stérilisation)

En outre, certaines particularités opératoires rendent la conception d'un porte-instrument encore plus difficile : finesse extrême des gestes, présence d'un microscope dans l'axe de la voie d'abord, multiplicité des outils employés, impossibilité de reposer au sol... Enfin, la nature interactive des porte-instruments de CMIR impose de prendre en compte certains aspects qualitatifs moins fonctionnels touchant à l'ergonomie et au design de l'appareil : encombrement de la motorisation, insonorisation...

Parmi les systèmes en activité clinique, aucun ne satisfait parfaitement à l'ensemble de ces contraintes. Le robot DaVinci est fort en termes d'espace atteignable (grâce notamment à ses poignets concourants) mais faible au regard de l'encombrement. Le robot Neuromate est très précis dans ses mouvements mais peu mobile et également très encombrant.

Dans ces conditions, la solution au problème (indépendamment de l'application clinique) est forcément non-intuitive et requiert la mise en œuvre d'une approche adaptée. Il paraît important ici de chercher à exploiter les outils de la robotique avancée que sont notamment le prototypage virtuel et la conception optimisée. Quand à la démarche globale, elle sera logique et tendra à s'appuyer systématiquement sur :

1. une modélisation poussée de la tâche (environnement compris)
2. un choix au plus tôt des éléments technologiques (moteurs...)
3. une recherche organisée de la solution optimale

De tels efforts de conception de robot porte-instrument ont été fournis par le passé [Al-Bassit (2003)] [Pierrot et al. (1999)] [Konietschke et al. (2009)] [Rosen et al. (2005)]. Dans ce qui suit, notre apport sur ce thème est illustrée au travers de deux contributions originales.

- La première porte sur la conception d'un bras porte-instrument dans un environnement de micro-chirurgie comme celui de la chirurgie de l'oreille moyenne. Les contraintes les plus fortes sont l'encombrement et la précision du geste. On trouve dans la littérature des projets comparables soit en ophtalmologie soit en chirurgie ORL [Jensen et al. (1997)] [Mitchell et al. (2007)] [Leinung et al. (2007)] [Zhang et al. (2006)]. Cependant, aucun des prototypes réalisés ne présente une structure et un fonctionnement compatible avec l'encombrement au voisinage de la zone opératoire ni la nécessaire préservation du champ de vision.
- La seconde contribution porte sur la conception d'un porte-instrument co-manipulé pour la laparoscopie active. Il est à l'image des instruments passifs du commerce mais offre une commande électrique pour ses trois rotations distales ainsi qu'une poignée ergonomique originale. Les principales difficultés ici sont liées aux contraintes cinématiques au point d'insertion, à la compacité requise et à l'ergonomie du dispositif. Différents auteurs ont déjà abordé ce problème [Lai and Howe (2000)] [Tonet et al. (2006)]. Aucune solution n'émerge cependant au regard de l'ensemble des exigences mentionnées.

1. Conception d'un bras porteur pour la micro-chirurgie

Cette partie de chapitre renvoie essentiellement aux travaux de thèse de Mathieu Miroir (2007-2009, dir. Ph. Bidaud) s'inscrivant dans le cadre d'une convention Cifre ISIR/Collin ORL [Miroir (2009)].

Le premier système porte-instrument que nous avons conçu est destiné à la réalisation d'interventions chirurgicales au niveau de l'oreille moyenne (Figure 11). L'opération qui a servi de cas d'étude est celle de la pose de prothèse d'étrier dans le traitement de l'otospongiose (Figure 12).

Au-delà de ce cadre applicatif précis, notre volonté était d'explorer les moyens à mettre en œuvre pour parvenir à lever les verrous conceptuels inhérents à la robotisation de la micro-chirurgie. Celle-ci associe haute précision des gestes distaux et encombrement sévère de l'espace environnant la zone opératoire. Notre but était de mettre sur pied une démarche généralisable à un maximum d'autres types d'intervention sous microscope (ophtalmologie, neurochirurgie etc...).

Ce travail a été entrepris de façon structurée autour de trois étapes : tout d'abord une phase très poussée de spécifications des besoins, puis une exploration large et systématique des solutions robotiques existantes et enfin un effort important de prototypage et de validation

expérimentale. Il a été mené en partenariat avec la société Collin ORL fabricant de matériel ORL et le service ORL de l'hôpital Beaujon à Clichy.

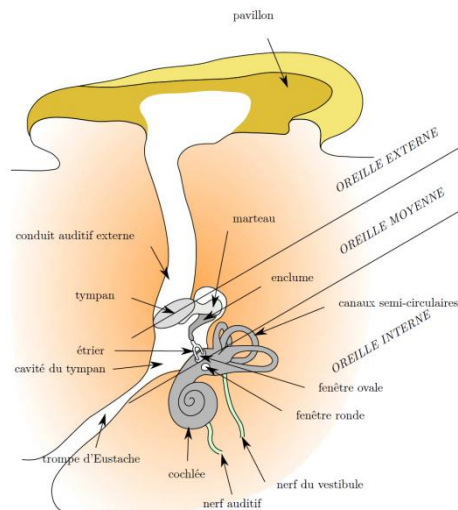


Figure 11: Anatomie de l'oreille.

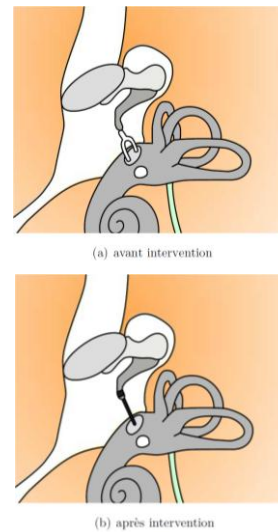


Figure 12: Prothèse d'étrier.

Les opérations de l'oreille moyenne se font en général par accès tympanique. Les outils sont introduits par un spéculum comme illustré sur la (Figure 13). La zone opératoire est observée depuis un microscope placé entre 20 et 30cm au dessus du patient (Figure 14).

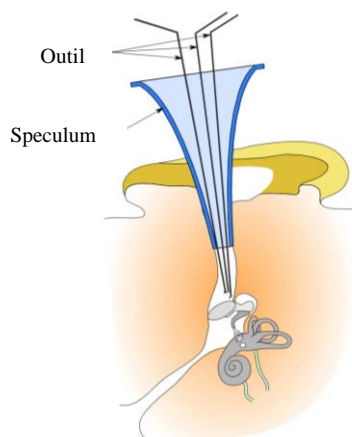


Figure 13: Accès à l'oreille moyenne.



Figure 14: Environnement de la scène opératoire (d'après [Haenggeli (2006)]).

Performances attendues

L'otologie illustre parfaitement les cas d'application robotique où la seule discussion avec les spécialistes ne peut suffire à fixer les spécifications du cahier des charges. La tâche incombe aux technologues de traduire les informations qualitatives recueillies lors des échanges en données chiffrées. Ces conversions s'appuient généralement sur des relevés expérimentaux ou des calculs spécifiques. Nous donnons dans la suite trois exemples de cette approche, tirés de notre travail sur le robot otologique.

L'espace atteignable théorique du robot otologique est indiqué sur la (Figure 15). Il a du être approximé par un volume géométrique composé d'un cylindre et d'un cône représentés sur la

même figure. Leurs dimensions ont été fixées dans le sens d'une maximisation de l'espace atteignable par une étude morphologique sur 20 cas réels. Le système de navigation Digipointer® a été utilisé à cette occasion pour effectuer des mesures 3D sur des volumes reconstruits à partir d'images scanner CT (Figure 15).

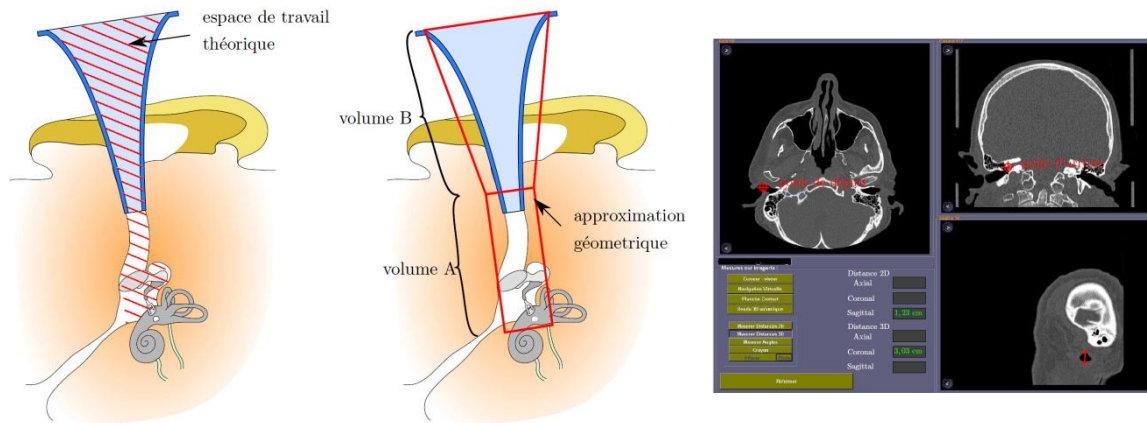


Figure 15: Espace de travail du robot otologique (gauche), Utilisation du système Digipointer® pour la modélisation de celui-ci (droite).

De la même manière, l'expérience du chirurgien ne suffit pas à établir les spécifications en termes de capacité en effort. La pose de prothèse d'étrier par exemple donne lieu à de nombreuses interactions outil-organe que le chirurgien n'a pas les moyens de quantifier. Pour déterminer la capacité en effort du robot otologique nous avons donc reproduit in-vitro l'ensemble de ces interactions à l'aide du banc de mesure de la Figure 16. Celui-ci permet d'en mesurer les valeurs grâce au capteur d'effort 6 axes placé sous le récipient (Tableau 2).

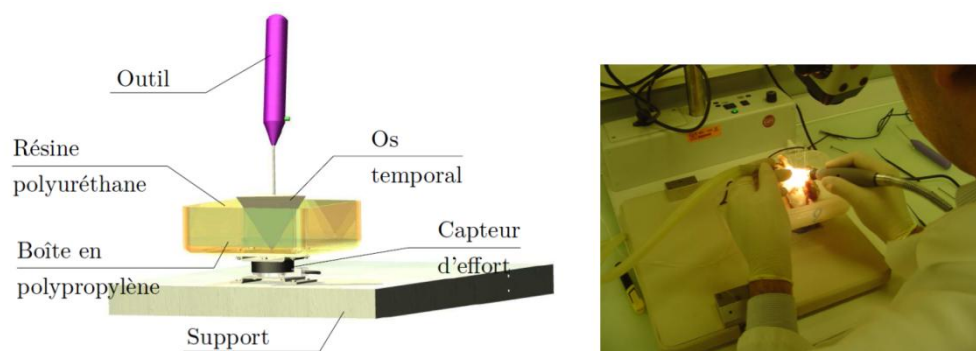


Figure 16: Banc de mesure des efforts d'interaction outil-organe.

Enfin, citons le cas de la détermination de la précision exigée en chirurgie de l'oreille moyenne. D'après les chirurgiens, le geste le plus délicat est celui du perçage de la platine. Le trou pratiqué doit être exactement à l'aplomb de l'enclume et posséder une forme aussi circulaire que possible. Si l'on impose des erreurs de localisation et de forme inférieures à 1% du diamètre de la prothèse (typiquement 0,5mm), il apparaît que des précisions de positionnement linéaire et angulaire inférieures à 5µm et 8° respectivement sont nécessaires.

Tableau 2: Relevés des efforts d'interaction outil-organe.

| Geste pratiqué | Outil | Nb d'essais | Pic d'effort relevé (N) | | Tps moyen enregistré (s) |
|------------------------|---------------|-------------|-------------------------|---------|--------------------------|
| | | | Minimum | Maximum | |
| Encoche de Rosen | Fraise lente | 7 | 1,6 | 4,25 | 42 |
| Encoche de Rosen | Fraise rapide | 4 | 2,5 | 3,5 | 24 |
| Encoche de Rosen | Curette | 5 | 7,0 | 20,0 | 44 |
| Désarticulation étrier | Crochet | 6 | 0,7 | 1,3 | 28 |
| Section du tendon | Crochet | 8 | 0,45 | 1,0 | 19 |
| Section branche post. | Crochet | 8 | 0,45 | 1,8 | 25 |
| Section branche ant. | Crochet | 5 | 0,8 | 1,6 | 30 |
| Platinotomie | Fraise lente | 9 | 0,75 | 1,5 | 46 |

Choix d'une structure cinématique

Beaucoup d'études spécifiques ont été consacrées à l'énumération et à la comparaison des structures cinématiques envisageables en robotique chirurgicale. Certaines s'appuient sur une exploration systématique des combinaisons topologiques possibles, notamment en se basant sur l'algèbre de Lie [Karouia and Hervé (2005)] [Al-Bassit (2003)]. D'autres mettent en œuvre des outils de calcul numérique pour converger vers des agencements de liaisons et de longueurs de segment optimaux au regard d'une tâche donnée [Guerry and BenOuezdou (2000)] [Salle et al. (2004)]. Enfin, il apparaît également possible comme dans [Rosen et al. (2005)] de raisonner sur la base d'un sous-ensemble réduit de solutions cinématiques tirées de l'état de l'art du domaine. Le choix final de la structure s'en trouve facilité et accéléré.

Concernant le robot otologique, nous avons initialement retenu un ensemble de six structures candidates (Figure 17). Chacune comprend une liaison prismatique globalement alignée avec l'axe de l'outil ainsi qu'une liaison rotoïde suivant cette même direction. On anticipe ici les grands déplacements dans cette direction imposés par la forme de l'espace de travail. Par ailleurs, toutes les structures candidates sont inspirées de systèmes existants de la littérature ou en service clinique. La solution sérielle à centre de rotation déporté (numéro 5 sur la Figure 17) a été finalement retenue au regard de sa compacité et de sa simplicité structurelle.

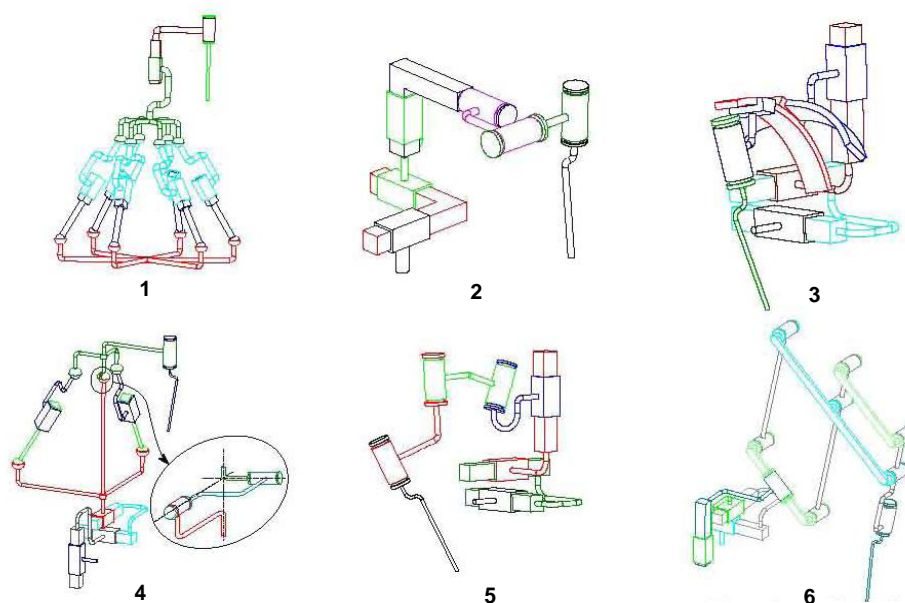


Figure 17: Cinématiques candidates.

Optimisation dimensionnelle

Le cas du robot otologique est typique des problèmes d'optimisation dimensionnelle combinant un aspect multicritère à des lois de comportement à formulation complexe.

Les méthodes déterministes analytiques telles que descente de gradient, recuit simulé ou relaxation sont rarement exploitables dans un cas pareil car elles nécessitent la définition d'une fonction objective ou d'un score unique à partir de critères inhomogènes entre eux ainsi que la programmation de leurs dérivées partielles. A ces inconvénients d'ordre programmatiques s'ajoutent les inconvénients plus fondamentaux du risque d'une convergence vers un minimum local et de la dépendance vis-à-vis du point d'entrée.

Les méthodes stochastiques de la famille évolutionnaire telles que les algorithmes génétiques (AG) sont, par principe, aptes à gérer des fonctions mathématiques non-linéaires et/ou fortement discontinues [Laribi et al. (2004)]. Ces méthodes évitent les calculs de gradient et ne s'exposent pas au piège des minima locaux. Il existe aujourd'hui différents programmes d'AG spécialement adaptés au cas des optimisations multi-critère [Chocron (2000)]. L'inconvénient principal des approches évolutionnaires réside dans le savoir-faire que réclame le réglage de leurs paramètres d'activation.

Une autre alternative consiste en l'implémentation d'une recherche systématique du meilleur dimensionnement. Celle-ci doit se baser sur l'évaluation d'un échantillonnage fin et régulier de tout l'espace d'exploration. Afin d'éviter le recours à une interpolation polynomiale finale comme en recherche opérationnelle [Hêche et al. (2003)], il est possible de procéder en plusieurs passes avec affinage progressif du maillage. Bien évidemment, le temps requis pour mener à bien une telle exploration est à mettre en balance avec la garantie offerte d'approcher l'optimum recherché.

Notre recherche a été l'occasion de mettre en œuvre et de comparer les performances et difficultés d'une exploration systématique en plusieurs passes d'une part, et d'un programme de type algorithme génétique, d'autre part. Avant l'implémentation proprement dite de ces deux recherches, il a été procédé à un paramétrage adéquat de la structure et à la mise au point d'une méthode d'évaluation des robots candidats.

Paramétrage de la structure

La Figure 18 présente le schéma cinématique de la solution choisie ainsi que son paramétrage. On notera que ce dernier ne suit pas rigoureusement les conventions en la matière (Denavit-Hartenberg par exemple). On a cherché ici à faciliter l'interprétation physique des grandeurs.

Parmi les 16 grandeurs constituant ce paramétrage, on a montré que 12 d'entre-elles peuvent être immédiatement fixées au regard de données issues du cahier des charges. Les 6 paramètres indépendants restants α_4 , α_5 , α_6 , L_5 , L_6 et d_7 décrivent la géométrie du bras terminal à RCM. Un domaine d'exploration pour cet ensemble (Tableau 3) a été défini. Sa discrétisation a conduit à 138240 jeux de paramètres possibles, appelés dans la suite individus ou candidats.

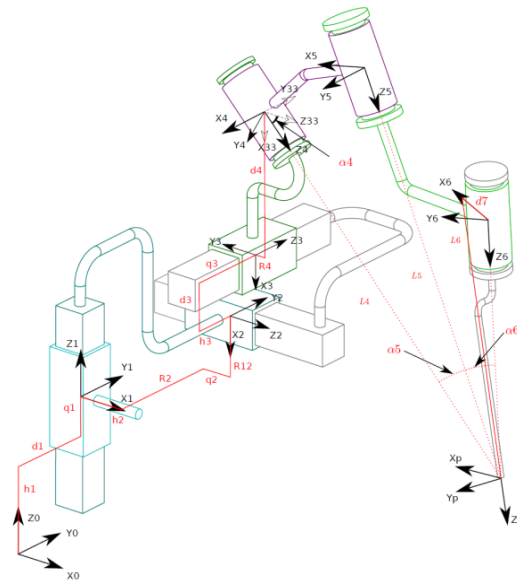


Figure 18: Paramétrage de la structure retenue.

Tableau 3: Discrétisation de l'espace d'exploration.

| | $\alpha 4$ | $L 5$ | $\alpha 5$ | $\alpha 6$ | $d 7$ | $L 6$ |
|-------------|------------|-------|------------|------------|-------|-------|
| valeur mini | 25 ° | 90mm | 25 ° | 15 ° | 5mm | 130mm |
| valeur maxi | 60 ° | 140mm | 60 ° | 60 ° | 30mm | 180mm |
| pas | 5 ° | 10mm | 5 ° | 5 ° | 5mm | 10mm |

Algorithme d'évaluation

Afin de comparer les individus entre eux, un algorithme d'évaluation a été développé au regard des spécifications de la section précédente. Il se base sur une trajectoire représentative de l'espace de travail comprenant 2433 configurations successives.

L'évaluation d'un robot candidat consiste, pour chacune des configurations de la trajectoire de référence, à :

- Vérifier l'atteignabilité de la configuration au travers de la résolution du modèle géométrique inverse,
- Vérifier la capacité en effort du candidat, en tenant compte de l'action de la gravité sur toutes ses parties (moteurs compris).
- Etablir un score de distance aux obstacles
- Etablir un score de préservation du champ de vision

Le score d'évitement d'obstacle est donné par :

$$S_o = \min_{i,j,k} (d_{i,j}^k) \text{ avec } \begin{cases} i = 1,2,3 \text{ obstacles} \\ j = 1,2,3 \text{ liaisons} \\ k = 1,\dots,2433 \text{ configurations} \end{cases}$$

Où $d_{i,j}^k$ représente, dans la $k^{\text{ème}}$ configuration de la trajectoire de référence, la distance entre le centre de la $j^{\text{ème}}$ liaison du bras du robot et l'obstacle numéro i (Figure 19 à gauche).

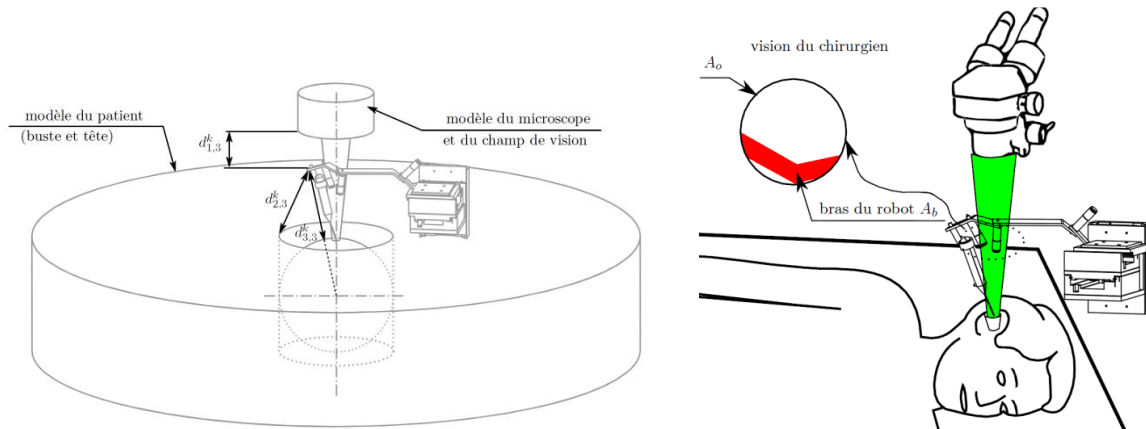


Figure 19: Calcul de la distance aux obstacles (gauche), calcul du champ de vision libre (droite).

Le score en vision est donné par :

$$S_v = \frac{1}{n} \sum_1^n \frac{A_o - A_b}{A_o} \quad \text{avec } n = \text{nombre total de configurations}$$

La différence $A_o - A_b$ représente la portion de champ de vision laissée libre tenant compte de l'obstruction du bras dans le champ initial du microscope (Figure 19 à droite).

Exploration systématique

On a procédé à l'évaluation des 138240 candidats répertoriés dans le Tableau 3. Seuls 4063 individus ont atteints toutes les configurations de la trajectoire sans entrer en contact avec l'environnement et ont présenté une capacité en effort suffisante. Le résultat de cette première passe en termes de scores S_o et S_v est résumé sur la Figure 20 à gauche.

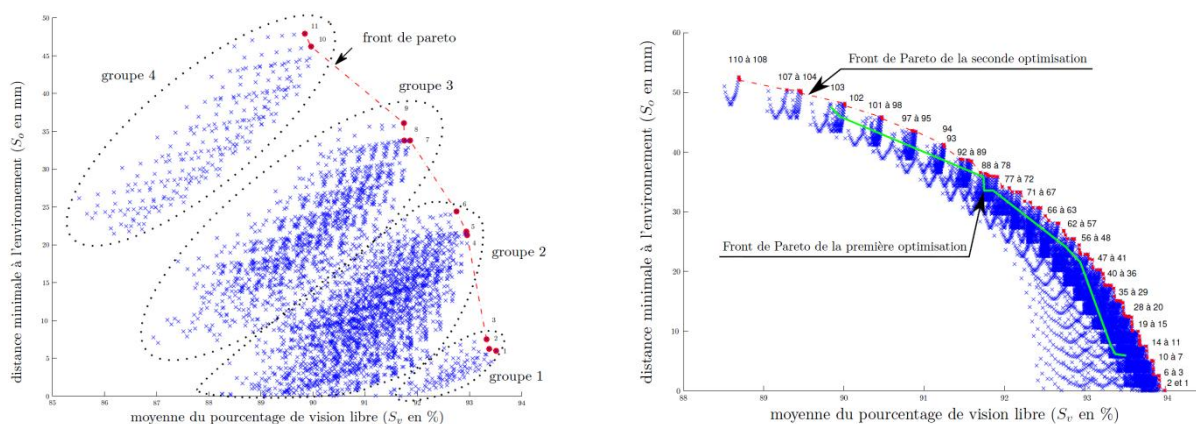


Figure 20: Résultats de l'exploration systématique (gauche : 1ère passe, droite : 2nde passe).

Une seconde passe d'exploration a permis d'affiner le résultat précédent (Figure 20 à droite). On a joué cette fois-ci uniquement sur les paramètres angulaires, les paramètres linéaires

gardant leurs valeurs issues de la première exploration. Le candidat finalement retenu est le numéro 110 situé à l'extrémité du front. Il a été choisi dans la mesure où il maximise la distance aux obstacles sans compromettre significativement le champ de vision du chirurgien.

Optimisation par Algorithme Génétique

A titre de comparaison et dans la perspective de travaux futurs de nature similaire, nous avons voulu, également tester une approche type Algorithme Génétique. La complexité d'un AG exprimée en nombre d'opérations, est en effet indépendante, par nature, de la taille du domaine d'exploration à la différence de l'approche systématique précédente.

Nous avons utilisé le logiciel « *sferes2* » [Mouret (2008)] développé au Laboratoire d'Informatique de Paris VI et actuellement utilisé en robotique évolutionniste à l'ISIR. Les réglages suivants ont été retenus :

- nombre d'individus de la génération initiale : 100
- taux de reproduction : 0,25
- taux de croisement : 0,25
- algorithme EpsMOEA [Deb and Mishra (2005)], adapté aux problèmes multicritères

Sur la base de la discrétisation du Tableau 3, vingt essais ont été effectués. A chaque fois, les 8 individus du front de la Figure 20 ont été retrouvés. Ce résultat semble, de plus, relativement indépendant du critère d'arrêt exprimé en variabilité de la ligne de front. Au cours de ces vingt essais, le nombre d'individus évalués varie entre 475 et 5100 au lieu des 84240 évalués par l'approche systématique. La convergence est atteinte en moyenne après 69 générations. La Figure 21 montre l'évolution du front des meilleurs individus au cours d'un essai type. On constate le peu de générations nécessaires pour atteindre un voisinage proche du front optimal complet de la Figure 20 (7 individus sur 8 en 20 générations).

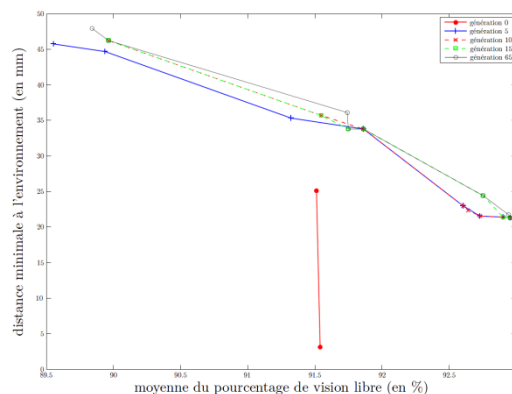


Figure 21: Résultat de l'optimisation par AG.

Réalisation et mise en œuvre du robot otologique

Le robot otologique que nous avons conçu comporte 5 sous-ensembles fonctionnels différents (les numéros renvoient à la Figure 22) :

1. Un support « pro-cart » de la marque ITD, monté sur roues bloquées.
2. Une table croisée composée de trois platines linéaires motorisées de la marque Owis.
3. Une interface entre la table croisée et le bras à RCM.

4. Un bras à RCM équipé de trois moteurs de la marque Faulhaber.
5. Un outil et son support.

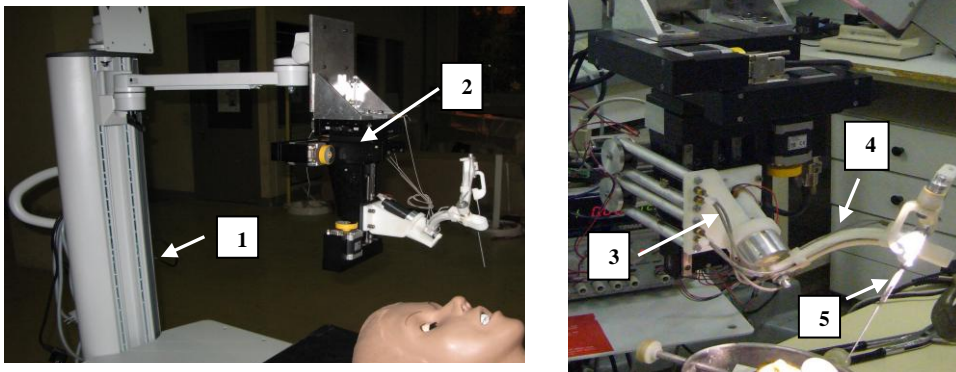


Figure 22: Composition du robot otologique.

Afin de minimiser l'encombrement et la masse embarquée sur le bras du micro-manipulateur, les moteurs et réducteurs des deux derniers axes sont déportés sur l'interface n°2. La transmission de mouvement jusqu'aux axes se fait par câbles.

Le choix a été fait d'implémenter un schéma de commande type télé-opéré sur le robot otologique. Il semble en effet primordial de disposer d'une très bonne précision grâce à la démultiplication en déplacement. Le mode de couplage implémenté entre les espaces maître et esclave du système se veut simple et intuitif dans une première approche. Il est basé sur une mise en correspondance des repères locaux attachés au stylet maître d'une part, et à l'outil porté par le robot d'autre part (Figure 23). Ce mode de couplage permet de s'affranchir de tout calibrage des positions relatives entre base maître, base esclave et base du microscope. Il résout en outre un grand nombre de problèmes de coordination main-œil liés au retour visuel indirect.

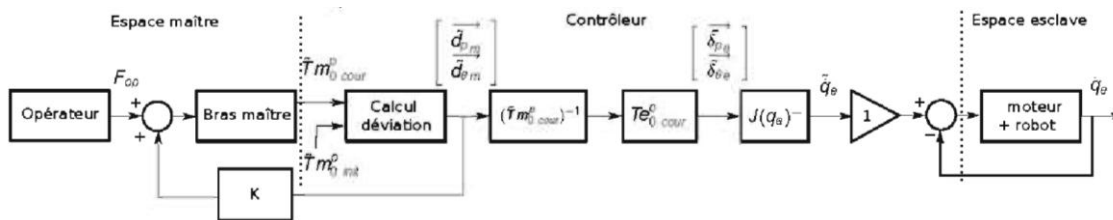


Figure 23: Schéma de couplage unilatéral.

Tests

Des tests en environnement reconstitué ont permis la mise au point du prototype et de sa commande (Figure 24). En particulier, on a montré que l'espace de travail pouvait être exploré sans collision avec le patient ou le microscope. Le champ de vision est comme prévu largement préservé, le robot n'apparaissant pas au microscope dans plus de 75% des configurations utilisées.

Des tests sur rochers humains ont également été réalisés au service ORL de l'hôpital Beaujon (Figure 25). Le chirurgien sollicité est parvenu en télé-opérant le robot otologique à explorer entièrement l'environnement d'une oreille moyenne et à manipuler les osselets au micro-

crochet. Après un temps d'apprentissage de 30mn environ, une exérèse de l'étrier a pu être pratiquée.



Figure 24: Tests sur mannequin.



Figure 25: Tests sur rochers humains.

Globalement, les tests effectués ont montré l'adéquation des résultats au cahier des charges initial. On a montré :

- que la résolution des mouvements est bonne voire meilleure que ce qu'attendaient les chirurgiens.
- que le robot présente une bonne stabilité c'est-à-dire une quasi absence de vibration visible au microscope.
- que l'on peut atteindre des configurations d'outil nouvelles par rapport à ce que peut réaliser la main du chirurgien.

Concernant ce dernier point, on a pu observer que certaines configurations en contournement de spéculum permettaient de dégager très largement l'accès pour d'autres instruments. Par exemple, on a montré qu'il était possible de combiner l'usage du robot otologique avec celui d'un endoscope angulé à 30° (Figure 26). Cette combinaison (très difficile lors d'une procédure manuelle) ouvre la voie à un allègement significatif de la gestuelle d'intervention. Outre l'avantage d'une retransmission d'images en très gros plan, il n'est plus nécessaire de procéder à certaines resections osseuses (encoche de Rosen) pour dégager le champ de vision du microscope extra-corporel.



Figure 26: Travail sous vision endoscopique.

2. Porte-instrument pour la co-manipulation série en laparoscopie

Cette partie renvoie essentiellement aux travaux de thèse d'Ali Zahraee (2008-2010, dir. G. Morel) s'inscrivant dans le cadre de l'ANR TecSan 2007 ID2U [Zahraee et al. (2010)].

Le second porte-instrument de CMIR que nous avons conçu est destiné à la laparoscopie. Le terme de laparoscopie désigne l'ensemble des chirurgies de la cavité péritonéale effectuées sous vision endoscopique et au travers de trocarts d'insertion.

Ce mode d'intervention limite la dextérité opératoire du fait des contraintes cinématiques imposées au passage des trocarts (équivalents à des liaisons linéaire-annulaires). Typiquement, il est impossible de réaliser un geste parfait de suture sans talonner. Par ailleurs, le lien rigide poignée-tige et la longueur des instruments sollicitent énormément les membres supérieurs de l'opérateur et en particulier ses épaules. Fatigue et pathologies articulaires sont fréquentes chez les praticiens.

Une solution possible est de doter les instruments de laparoscopie de degrés de liberté intracorporels supplémentaires. On opte en général pour 2 ddl supplémentaires incluant souvent la rotation axiale distale très utile pour le geste de suture.

On trouve déjà sur le marché des produits ayant ces fonctionnalités [Tendick et al. (1998)] [Allotta et al. (1997)]. Cependant, il s'agit d'instruments purement passifs qui réclament d'actionner manuellement les mobilités distales au travers d'interfaces mécaniques peu ergonomiques et peu précises. Les systèmes téléopérés comme le daVinci présentent des problèmes avérés de mise en œuvre et ont tendance à bouleverser les habitudes [Konietschke et al. (2009)].

Pour ces raisons, de nombreuses solutions d'assistance par la co-manipulation (laissant le chirurgien tenir directement les instruments) ont été étudiées. On tombe cependant souvent sur des instruments dont le diamètre est de l'ordre de 10cm [Piccigallo et al. (2008)] en contradiction avec la tendance actuelle de réduction en nombre et en taille des incisions abdominales [Look et al. (2001)]. D'autres auteurs parviennent à des dimensions acceptables avec des diamètres de 3 à 5 millimètres [Yamashita et al. (2006)] mais sans avoir résolu les problèmes d'ordre ergonomique : la poignée est encombrée par la motorisation additionnelle et reste rigidement liée au corps de l'instrument (Figure 27).

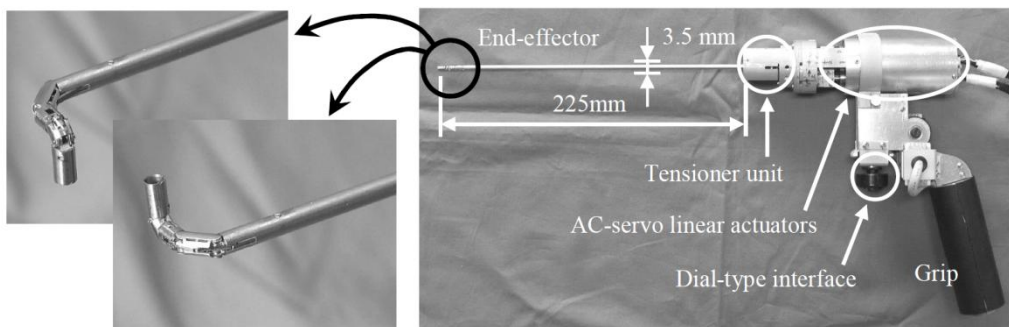


Figure 27: Instrument dextre de laparoscopie de Yamashita [Yamashita et al. (2006)].

Dans le but de proposer un instrument co-manipulé de laparoscopie satisfaisant à l'ensemble des spécifications (encombrement, ergonomie, dextérité, facilité de mise en œuvre), nous avons adressé le problème très en amont. Nous avons tout d'abord mené une étude prospective quantitative des meilleures solutions en termes de cinématique distale et de mode de couplage. Puis nous avons choisi d'innover sur le plan conceptuel en proposant une structure mécanique extra-corporelle ergonomique en rupture avec l'existant.

Etude en environnement simulé

Notre étude s'est appuyée sur le banc de simulation de la Figure 28. Il comprend un fantôme abdominal, un système de localisation Polaris[®], une unité de contrôle et la partie proximale (extra-corporelle) d'un instrument de laparoscopie. La partie distale de cet instrument ainsi que l'endoscope et le milieu intra-corporel sont virtuels. Un moniteur LCD, placé en face de l'opérateur, retransmet les images que l'endoscope virtuel est sensé acquérir. L'instrument consiste en un corps tubulaire de 6mm de diamètre dont la poignée est interchangeable. La cinématique de la partie distale virtuelle ainsi que son mode de commande à partir de la poignée extra-corporelle sont programmables.

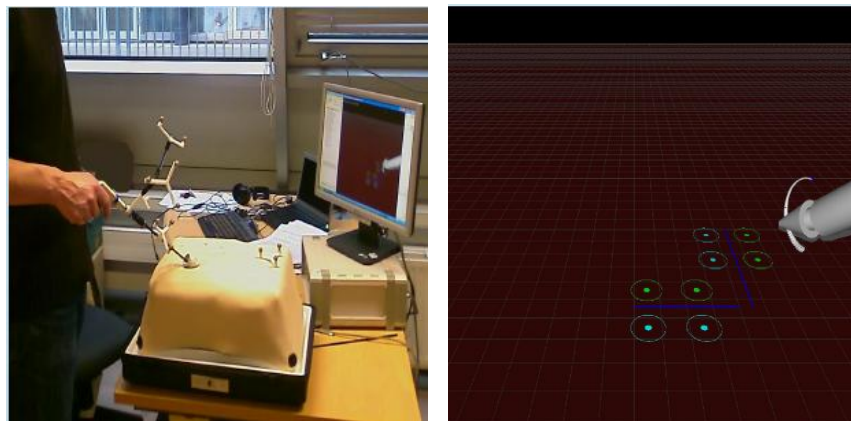


Figure 28: Banc de simulation (gauche), scène virtuelle (droite).

Nous nous sommes intéressés à la simulation d'une tâche de suture dans un plan horizontal. Deux scores sont calculés : le temps d'exécution global et la précision de piquage à l'entrée et à la sortie (avec un seuil d'admissibilité de 5mm). Une douzaine de sujets non-médecins ont participé à cette étude. Chaque sujet, après une étape de familiarisation, s'est vu demandé l'exécution d'une soixantaine de sutures différentes.

Nous avons pu, entre-autres, comparer les scores réalisés avec 3 cinématiques distales différentes (Figure 29), toutes commandées dans l'espace articulaire (axe par axe) via une poignée proximale rigide type manette de Wii Nunchuck[®] (Figure 30).

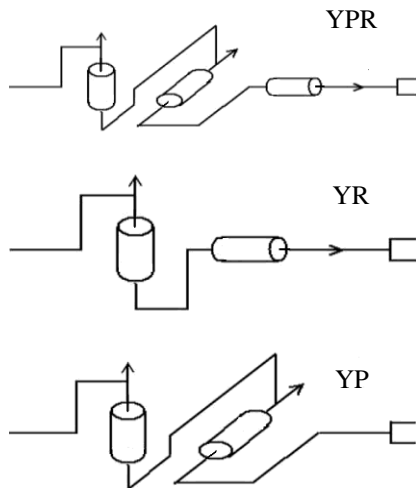


Figure 29: Cinématiques distales considérées.

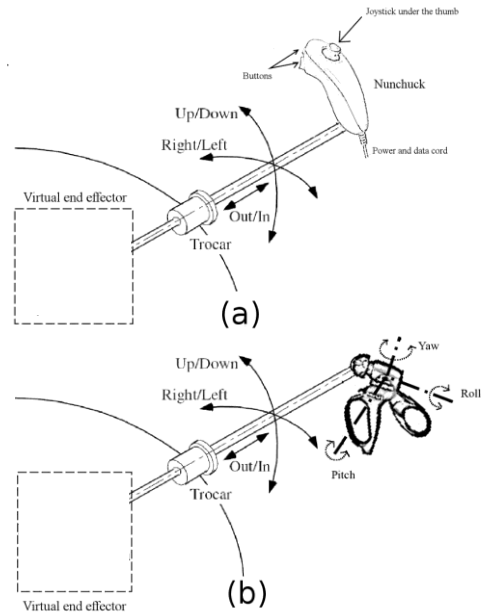


Figure 30: Types de poignées considérées.

Entre autres résultats, nous avons relevé que la cinématique YP apparaît pratiquement inutilisable pour la réalisation des gestes demandés. On invoquera ici l'absence (sauf pour certaines configurations particulières) d'axe motorisé orienté perpendiculairement au plan du mouvement. Les cinématiques YR et YPR, quant à elles, permettent de réaliser les gestes voulus avec des temps acceptables comme indiqué sur la Figure 31.

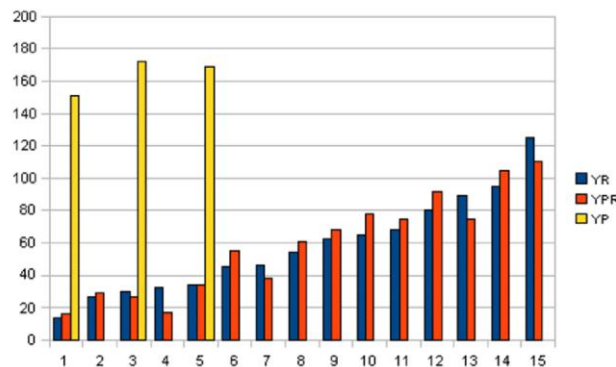


Figure 31: Temps moyens (s) de réalisation avec trois cinématiques distales différentes et pour 15 sujets différents.

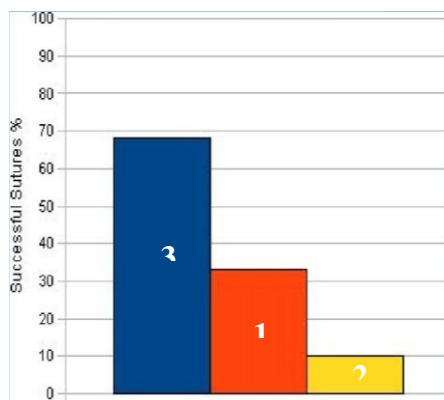


Figure 32: Score obtenus en suture sagittale pour les différents modes de couplage.

Ces résultats nous a conduit à retenir pour la suite de nos travaux, une structure cinématique distale du type YR.

Nous avons également au cours de cette étude évalué l'influence de différents modes de commande des mobilités distales. Nous nous sommes, entre autres, intéressés à l'utilisation de possibles mobilités relatives poignée-tige. Trois modes de couplage avec un effecteur de type YPR ont été testés :

- Mode 1 : les mouvements effecteur-tige sont identiques aux mouvements poignée-tige
- Mode 2 : les mouvements effecteur-tige sont opposés aux mouvements poignée-tige
- Mode 3 : identique au mode 2 mais les positions de l'effecteur suivant les axes Y et P peuvent être à volonté couplés/découplés par rapport à ceux de la poignée

Les scores obtenus sont similaires en suture frontale mais assez différents en suture sagittale (Figure 32). On notera le score très intéressant du mode 3 pour ce genre de tâche (presque 70% de réussite) et donc l'importance de la fonction couplage/découplage.

Conception d'un porte-instrument dextre de laparoscopie

Le porte-instrument de laparoscopie conçu sur la base de l'étude précédente possède la structure cinématique à 7 ddl décrite sur la Figure 33.

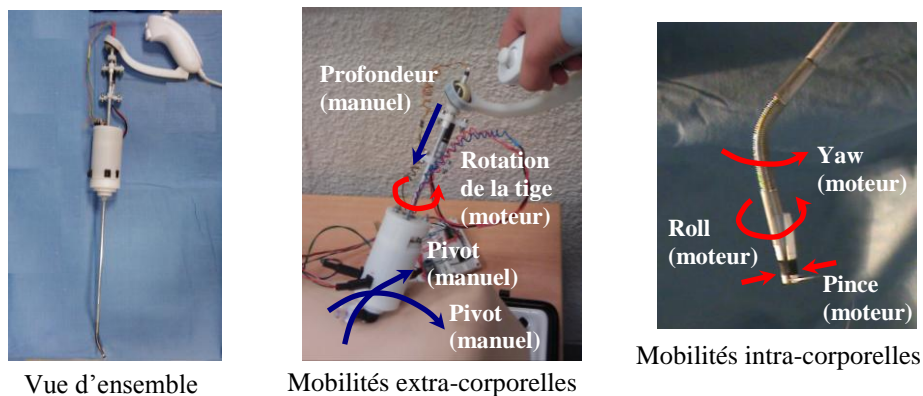


Figure 33: Mobilités du porte-instrument de laparoscopie.

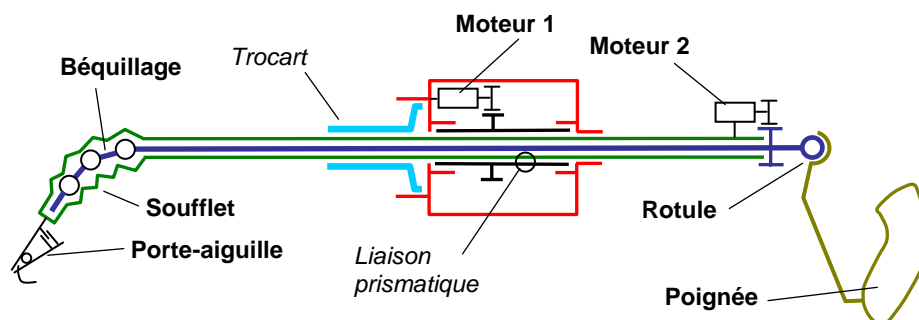


Figure 34: Composition du porte-instrument de laparoscopie.

La composition du système est illustrée sur la Figure 34. Au niveau proximal, la poignée établit une liaison rotule *passive* avec la tige. Dans ce système, les mouvements relatifs poignée-tige ne sont pas exploités pour la commande des mobilités distales car nous avons souhaité évaluer en premier lieu le bénéfice postural d'une telle liberté de mouvements

internes. Les différents actionneurs de l'instrument sont commandés au doigt au travers des poussoirs et du joystick de la poignée.

La rotation propre de la tige, qui n'est plus gérée manuellement, est produite par un moteur en reprise sur l'environnement (moteur 1 sur la Figure 34). Les trois autres ddl de la tige dans sa liaison avec le trocart restent contrôlés manuellement.

La partie intracorporelle de l'instrument possède une cinématique Yaw-Roll. Elle comprend un béquillage classique de fibroscope offrant la flexion distale (Yaw). Celui-ci est actionné en l'occurrence par une paire de fils en AMF (cf chapitre suivant). Le mouvement de rotation terminal (Roll) est transmis à l'effecteur via un soufflet métallique enveloppant le béquillage et actionné par un second moteur extra-corporel (moteur 2 sur la Figure 34).

Enfin, un porte-aiguille actionné par ballonnet complète les fonctionnalités de l'instrument. Le mode de fermeture hydraulique évite toute interférence avec les autres mobilités.

Cette structure d'instrument possède un certain nombre d'avantages par rapport à l'existant. La liaison passive poignée-tige permet de minimiser les mouvements du bras quand l'instrument s'incline ou pivote autour de son axe propre. Sur le plan technologique, les moyens de transmission utilisés conduisent à un diamètre hors tout de la tige de l'ordre de 5mm. Enfin, notons que le positionnement du boîtier moteur sur le trocart allège la poignée et facilite la mise en œuvre du système.

Premiers essais

Une séance d'essais in-vitro a permis un début de caractérisation des points forts et des points faibles du dispositif. On a inséré l'instrument au travers d'un trocart de 5mm et testé la réalisation de différents gestes intra-corporels. L'opérateur disposait d'une vision directe de la scène et la fermeture de pince était actionnée manuellement au travers d'une seringue (Figure 35 à gauche).

Au cours de ces tests, on a noté un bon comportement d'ensemble du système en termes d'insertion dans le trocart (Figure 35 au centre) et de production de mouvements en termes de continuité et d'amplitude. En outre la fermeture de pince hydraulique a permis de réaliser des gestes de saisie et de piquage d'aiguille (Figure 35 à droite).

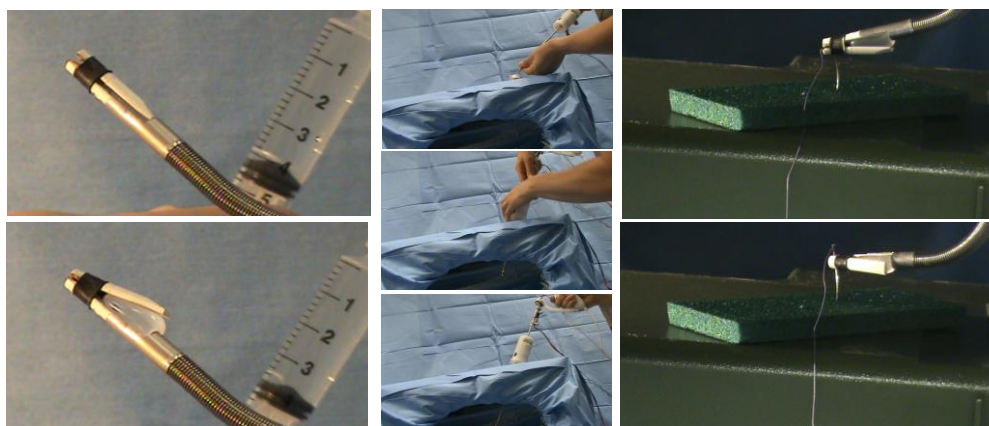


Figure 35: Fermeture de pince (gauche), insertion dans le trocart (centre), geste de suture (droite).

Il apparaît qu'une utilisation séquentielle des différentes mobilités permet d'atteindre assez facilement n'importe quelle position et orientation dans l'espace de travail de l'effecteur. En revanche, la production de mouvements combinés pour la réalisation de trajectoires particulières (suture) semble beaucoup plus difficile. Notons enfin que ces tests ont été pratiqués sans période d'adaptation et par un non-chirurgien. Actuellement, l'implémentation d'un contrôleur cartésien sur ce dispositif est à l'étude.

3. Conclusion du chapitre.

Dans ce chapitre, nous avons décrit notre effort en matière de conception optimale de systèmes porte-instruments robotisés pour la chirurgie mini-invasive. Sans vouloir changer fondamentalement les procédures opératoires, ces systèmes ont pour objectif d'apporter une amélioration en termes de dextérité et de confort de travail en CMIR. De nombreux systèmes porte-instruments existent à ce jour et participent à des interventions en routine clinique.

Nous avons, quant à nous, abordé deux problèmes spécifiques, relativement peu traités jusqu'à maintenant par la communauté :

- La robotisation en chirurgie ORL sur le mode téléopéré
- L'assistance au geste en laparoscopie par la co-manipulation

Ces deux sujets ont en commun d'adresser des problèmes fortement contraints, en particulier sur le plan de l'intégration dans la scène opératoire et sur le plan de la qualité cinématique. Dans les deux cas, nous avons appliqué des démarches de conception logiques, à caractère expérimentales et faisant appel à des moyens avancés d'optimisation. Outre le savoir faire méthodologique capitalisable, on retiendra que les deux démarches s'achèvent sur la réalisation de prototypes fonctionnels à même d'être testés in-vivo prochainement.

A plus long termes, les perspectives envisageables pour ces deux projets sont potentiellement nombreuses. Le robot otologique est entré en phase d'industrialisation à des fins de commercialisation et son adaptation à d'autres disciplines de la micro-chirurgie (ophtalmologie) est envisagée. Le robot de laparoscopie co-manipulé, quant à lui, se trouve être à un stade de développement moins avancé et doit être encore amélioré et testé. Mais les moyens mis en œuvre pour sa conception, notamment le banc de simulation, ont déjà été repris dans le cadre d'autres projets portant sur le même thème.

Les chapitres qui suivent traitent de l'instrumentation intra-corporelle active pour la CMIR qui constitue un autre prolongement possible de notre activité sur les porte-instruments extra-corporels. Comme on l'a vu, le robot de laparoscopie que l'on vient de présenter nécessite l'intégration de mobilités distales intra-corporelles pour parer aux contraintes cinématiques du trocart d'insertion. Actuellement, ces mobilités sont manœuvrées par des actionneurs non-déportés et des transmissions mécaniques relativement complexes. Le développement de modes d'actionnement nouveaux, fiables et facilement intégrables présente ici un intérêt certain. De la même manière, dans l'optique de disposer d'une réelle capacité de contournement d'obstacle dans la zone de la chaîne tympano-asciculaire, nos partenaires chirurgiens ORL ont clairement manifesté leur intérêt pour la constitution d'un système série macro-micro basé sur le robot otologique existant et un prolongement du type micro-endoscope actif.

Chapitre III : Actionneurs AMF pour l'endoscopie active

Les endoscopes et fibroscopes béquillés sont aujourd'hui largement utilisés en chirurgie mini-invasive. Ce sont des instruments tubulaires à une ou deux flexions intra-corporelles commandées par câbles et manettes (Figure 36). Ils autorisent des inclinaisons d'effecteur difficilement accessibles par le biais d'instruments rigides. Typiquement, ils permettent de fixer arbitrairement le point de vue et l'angle de vue d'une caméra endoscopique en inspection gastro-intestinale, en arthroscopie etc...

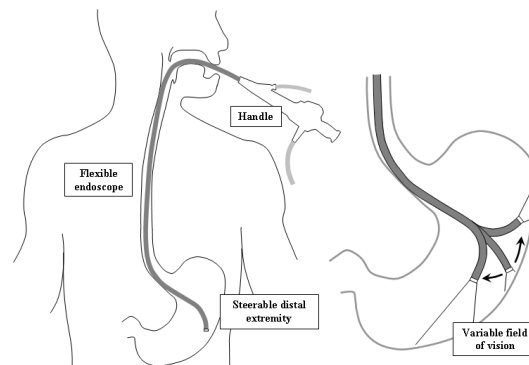


Figure 36: Endoscope flexible Olympus® (gauche), utilisation en gastroentérologie (droite).

De nombreuses équipes travaillent à la robotisation de ce genre d'instrument. Le but est d'en faire ce qu'on appelle des instruments dextres actifs de CMIR. Concrètement, il s'agit de parvenir à motoriser et asservir les mouvements des articulations distales pour :

1. Permettre un maniement sans effort et à une seule main par le biais de commandes électriques à la poignée (mini-joystick, bouton...)
2. Coordonner les mouvements articulaires dans l'esprit d'un contrôle des déplacements de l'effecteur dans l'espace de tâche
3. Automatiser certains gestes par exemple le suivi d'outil ou la compensation des mouvements physiologiques.

Comme dit en introduction de ce mémoire, on trouve dans la littérature de nombreux instruments dextres actifs de laparoscopie actionnés par moteurs électriques extra-corporels. Ces moteurs peuvent être incorporés à la poignée [Yamashita et al. (2006)] ou bien carrément en déport sur un robot porte-instrument (DaVinci) ou encore sur la table d'opération [Körner and Reinhard (2002)]. Cependant, dans le but de minimiser l'encombrement extra-corporel et de simplifier la chaîne de transmission mécanique, l'intégration de micro-actionneurs en prise

directe sur les axes intra-corporels a été envisagée : micro-moteur DC [Salle et al. (2004)] [Merlet (1997)], ballonnets [Thomann et al. (2003)] ou actionneur en alliage à mémoire de forme (AMF) [Menciassi et al. (2002)].

Les AMF présentent un certains nombre d'avantages (légèreté, puissance, stérilisabilité) qui en font une des approches les plus souvent retenues en endoscopie active. Le Tableau 1 cite les principaux travaux de recherche portant sur la motorisation par AMF des instruments à 1 ou 2 d.d.l. et pour des diamètres de l'ordre du centimètre.

Tableau 4: Principaux prototypes d'instruments d'endoscopie motorisés par éléments AMF.

| Auteur | Année | Ø ext. (mm) | Éléments AMF | Nb de d.d.l. | Angle maxi |
|---------------------------|-------|-------------|--------------|--------------|------------|
| [Ikuta et al. (1988)] | 1988 | 13 | Solénoïde | 1 | 60° |
| [Montesi et al. (1995)] | 1995 | 8 | Solénoïde | 2 | 45° |
| [Maeda et al. (1996)] | 1996 | 13 | Solénoïde | 2 | 60° |
| [Nakamura et al. (1998)] | 1997 | 10 | Tubes | 1 | 65° |
| [Dario et al. (1997)] | 1997 | 8 | Treillis | 1 | 90° |
| [Hashimoto et al. (1999)] | 1999 | 10 | Tubes | 2 | 60° |

On note tout d'abord le recours quasi systématique à des formes complexes d'actionneur AMF : tubes, ressorts, treillis. Force est de constater ensuite la faiblesse des résultats en termes de débattement angulaire et/ou d'encombrement (diamètre extérieur).

Cette faiblesse s'explique au moins en partie par l'absence de modélisation poussée de l'interaction AMF-structure. Par exemple, aucune de ces études n'apporte d'information quant au meilleur choix de la pré-tension au montage des éléments AMF.

Dans ce qui suit, nous détaillons notre approche du problème. Elle se distingue de l'existant par une prise en compte globale du contexte des AMF appliqués à l'endoscopie active. En particulier, nos travaux s'appuient sur une compréhension approfondie des matériaux employés et une recherche de conditions optimales de mise en œuvre.

1. Caractérisation des AMF pour le micro-actionnement

Ces travaux [Velazquez (2006)][DeSars (2005)] sont tirés des chapitres II et III de la thèse de Ramiro Velazquez (2003-2006, dir. E. Pissaloux) et du chapitre II de la thèse de Vincent De Sars (2000-2005, dir. Ph. Bidaud).

Les Alliages à Mémoire de Forme possèdent un certain nombre de propriétés les rendant très attractifs pour des applications de micro-actionnement en robotique [Fatikov and Rembold

(1997)] [Haddab et al. (2000)]. Une de leurs propriétés essentielles est l'effet mémoire simple sens.

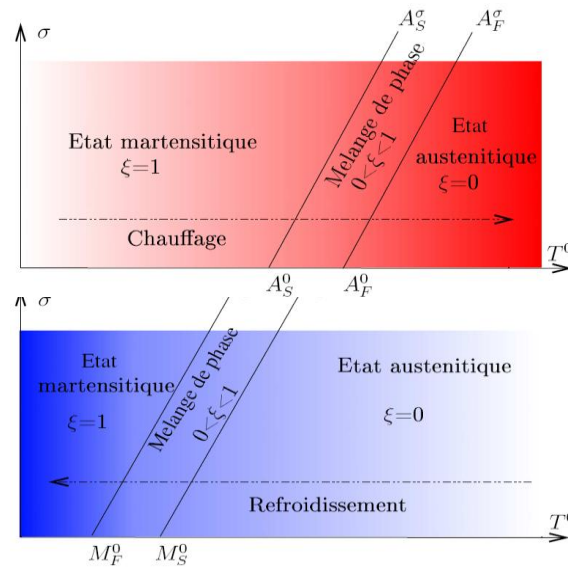


Figure 37: Relation température-contrainte-fraction martensite dans les AMF.

L'utilisation des AMF comme actionneurs repose sur l'exploitation de la transformation de phase martensitique. A basse température en phase martensite, un AMF a un comportement fortement plastique et peut être facilement déformé de manière permanente. Du point de vue cristallographique, il se produit une réorientation des mailles (variante martensitiques) dans le sens d'application de la contrainte. L'allongement macroscopique qui en résulte est typiquement de quelques % suivant l'alliage. Par chauffage, le matériau retourne à sa forme d'origine du fait du passage à l'état austénitique.

Le passage d'une phase à l'autre étant fonction de la température, on a pris l'habitude de définir de façon théorique quatre températures (ou points critiques) dans ce processus (Figure 37). Ces températures caractéristiques sont définies à contrainte nulle et dépendent principalement de la composition chimique mais aussi de l'histoire thermomécanique de l'alliage. Lorsqu'une contrainte est appliquée sur un échantillon d'AMF, ces températures de transition augmentent.

D'une manière générale, l'effet mémoire simple forme est un processus complexe qui a donné lieu à de nombreux travaux de modélisation théorique. Les modèles proposés se basent sur l'étude des interactions atomiques [L'excellent et al. (1996)], sur une formulation thermodynamique [Boyd (1996)] ou encore sur une approche phénoménologique du comportement [Tanaka et al. (1994)].

Les modèles issus d'approches phénoménologiques ont été les plus exploités dans le cadre de la conception et du contrôle-commande des actionneurs AMF.

L'effet mémoire de forme étant à la base un phénomène thermique, l'évolution de l'état du matériau est conditionné par l'équation classique de l'équilibre de la température :

$$\rho CV \frac{dT}{dt} = Q_{in} - Q_{out} - Q_{trans}$$

Ici, ρ , C , V et T représentent respectivement la masse volumique, la chaleur spécifique, le volume et la température de l'échantillon. Les termes Q_{in} , Q_{out} et Q_{trans} correspondent respectivement à la source de chaleur interne, aux dissipations exogènes et à l'énergie de transformation.

Dans le cas d'un dispositif d'actionnement par AMF, la source d'énergie est d'origine électrique et l'on ne retient comme mode de dissipation que la convection avec le milieu extérieur. Dans ces conditions, si l'on note ξ la fraction instantanée de matériau à l'état martensitique, l'équation ci-dessus devient :

$$\rho CV \frac{dT}{dt} = Ri^2 - hS(T - T_e) - \rho V \Delta H \frac{d\xi}{dt} \quad (1)$$

Où h , S et ΔH représentent respectivement le coefficient de convection, la surface extérieure et l'enthalpie de la transformation en cours. Le terme Ri^2 représente l'effet Joule dans le matériau. La résolution de l'équation (1), devra en particulier tenir compte de la dépendance de R vis-à-vis de T et ξ . A titre d'exemple, sur la Figure 38 on a reporté la variation relative de ce terme pour un fil NiTi soumis à une contrainte nulle. Ces mesures ont été effectuées au laboratoire Matériaux et Systèmes Complexes de Paris VII à l'occasion de recherches communes sur la compatibilité thermique des cathéters actifs et la mise en œuvre pratique de l'équation (1) [Marchandise et al. (2009)].

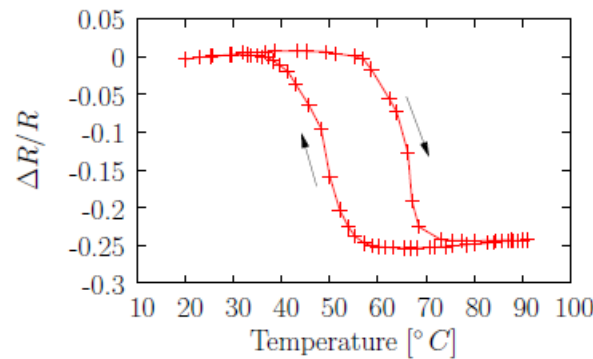


Figure 38: variabilité de R en fonction de la température.

Par ailleurs, la loi de comportement contrainte-déformation du matériau peut être décrite par une relation différentielle constitutive du type [Tanaka et al. (1994)] :

$$\dot{\sigma} = \overline{\overline{D}} \dot{\epsilon} + \overline{\Theta} \dot{T} + \overline{\Omega} \dot{\xi} \quad (2)$$

Afin de permettre une identification empirique des tenseurs $\overline{\overline{D}}$, $\overline{\Theta}$ et $\overline{\Omega}$, cette équation constitutive est complétée par un modèle d'évolution de la fraction martensite du type exponentiel :

$$\xi = 1 - e^{[a_M(M_S - T) + b_M \sigma]} \quad (\text{sens martensite vers austenite})$$

$$\xi = 1 - e^{[a_A(A_S - T) + b_A \sigma]} \quad (\text{sens austenite vers martensite})$$

Où σ est la contrainte (uniaxiale) appliquée au matériau, où a_M , b_M , a_A et b_A sont des constantes et où M_s et A_s représentent les températures de début de transition de phase dans chacun des cas. Dans [Liang and Rogers (1990)], ce modèle est simplifié et prend la forme d'une relation sinusoïdale à coefficients constants. Enfin, dans [Brisson (1993)] une évolution de ce modèle est apportée afin de prendre en compte le phénomène de la transformation martensite induite (effet super-élastique).

Nous avons utilisé ces relations mathématiques dans le cadre de la conception des différents instruments de chirurgie mini-invasive actionnés par AMF décrits dans ce mémoire. Les travaux ci-après ont permis, dans le cadre d'applications particulières, d'identifier les paramètres essentiels de ces équations et l'influence sur ces paramètres de différents pré- et post-traitements thermomécaniques.

Températures de transition

Outre la mise en œuvre des équations (1) et (2), les températures et enthalpies de transition d'un matériau AMF permettent d'évaluer certaines de ses caractéristiques *pratiques* : largeur de son hystérésis thermique, compatibilité d'utilisation en intra-corporel, qualité intrinsèque de son effet mémoire de forme. Des mesures calorifiques différentielles (DSC) ont donc été effectuées à l'Ecole Supérieure de Physique Chimie de Paris sur deux échantillons de masses identiques provenant de nos deux principaux fournisseurs : la société Américaine Dynalloy et la société Allemande Memory-Metalle.

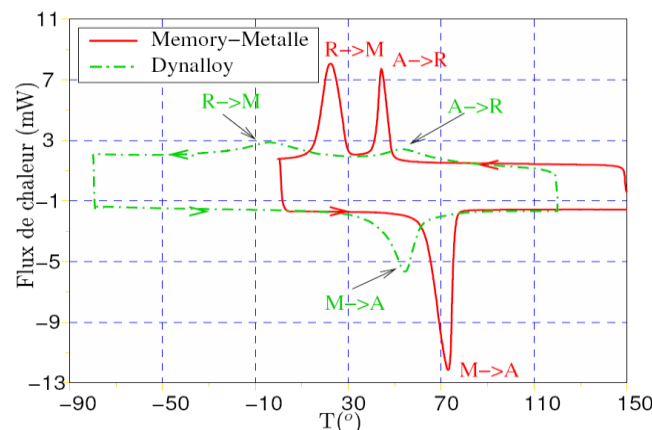


Figure 39: diagrammes DSC.

Les mesures effectuées au long de cycles thermiques complets (Figure 39) ont permis d'identifier les températures de transition et les différentes valeurs d'enthalpie endogène ou exogène. Celles-ci sont données par les surfaces sous les pics de transition. Plus le matériau présente des défauts qui gênent la création de martensite, moins l'enthalpie est importante. On constate de ce point de vue que le matériau fourni par Dynalloy est nettement de moins bonne qualité que celui fourni par Memory-Metalle.

Il est à noter qu'un cyclage préalable a été effectué sur chacun des deux échantillons. Dans le cas du matériau Memory-Metalle, on a relevé que cinq cycles chauffage-refroidissement seulement sont nécessaires pour stabiliser définitivement les températures de transition (contre vingt à trente généralement recommandés). Sur la Figure 40, on voit l'effet de ce cyclage thermique sur le pic de transformation phase R vers phase martensite.

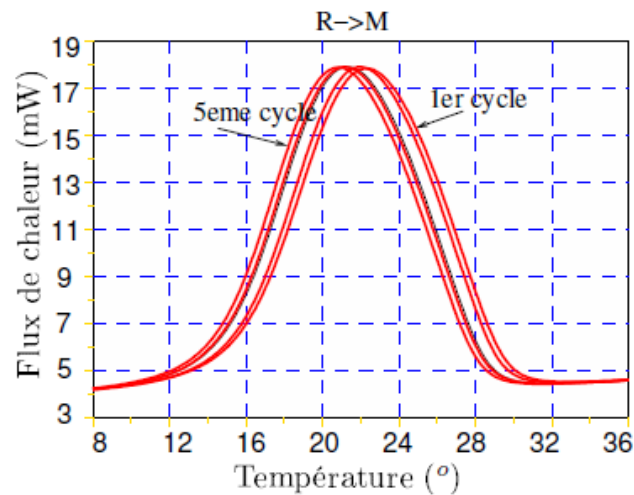


Figure 40: Influence du cyclage sur le diagramme DSC.

Loi de comportement contrainte-déformation

La conception optimale de micro-actionneurs à base d'AMF réclame la connaissance de la loi de comportement du matériau. Les tenseurs \bar{D} , $\bar{\Theta}$ et $\bar{\Omega}$ de la relation (2) peuvent être identifiés au regard des pentes locales des courbes expérimentales caractérisant les relations entre contrainte, déformation et température. Ces courbes sont établies pour des sollicitations et des températures en rapport avec l'application visée.

Dans le cadre de nos applications chirurgicales, le comportement dynamique des actionneurs n'est pas un critère de conception essentiel. Nous avons donc choisi de n'identifier le comportement contrainte-déformation de nos échantillons que pour des températures constantes en deçà de M_f ou au-delà de A_s . D'autre part, les sollicitations dans les micro-actionneurs AMF sont généralement des sollicitations simples (traction pure ou flexion pure). Nous nous sommes donc contentés de réaliser des essais en traction uniaxiale. Notons que l'on néglige dans ce cas de prendre en compte l'asymétrie traction-compression du NiTi.

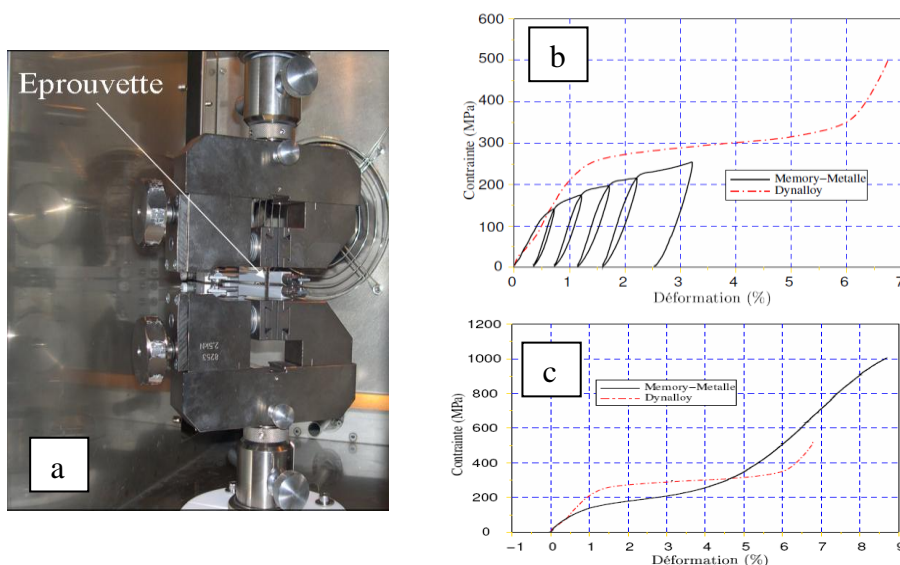


Figure 41: Caractérisation en traction des échantillons de NiTi en phase froide. a- banc d'essai du LMSN, b- cycles traction-relâchement, c- traction continue jusqu'à la rupture.

Une première campagne d'essai, menée au laboratoire de Mécanique des Structures Navales de l'ENSIETA, a permis de mettre à jour le comportement en traction du NiTi Memory-Metalle en phase martensite (Figure 41-a). La Figure 41-b présente ce comportement pour des cycles de traction-relâchement progressifs (trait plein). La Figure 41-c représente la réponse du matériau pour un effort de traction continu jusqu'à la rupture (trait plein).

Ces courbes mettent clairement en évidence le comportement plastique du matériau en phase froide et localise le plateau de réorientation martensite à un niveau de contrainte de 200 MPa environ pour un allongement relatif compris entre 1% et 5%. A titre de comparaison, on a également représenté sur ces Figures la caractéristique d'un échantillon de marque Dynalloy (trait interrompu). On constate que la réorientation martensite se produit pour des valeurs de contrainte nettement supérieures.

Une seconde campagne d'essai a permis de relever la caractéristique traction-élongation du NiTi de Memory-Metalle en phase chaude ($T > A_F$). On relève sur la Figure 42 que la pente à l'origine vaut environ deux fois celle de la caractéristique martensite. Pour la suite, on retiendra les modules d'Young $E_A = 45\text{GPa}$ et $E_M = 22\text{GPa}$. La courbe de la Figure 42 met également en évidence l'existence d'un plateau de transformation martensite induite (plateau super-élastique) apparaissant pour une contrainte d'environ 520MPa et un comportement non-idéalement élastique pour des contraintes dépassant ce seuil.

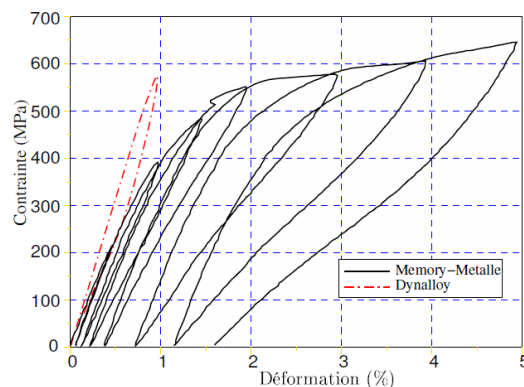


Figure 42: Caractérisation en traction des échantillons

Influence de la mise en forme

Les éléments AMF servant au micro-actionnement peuvent prendre des formes géométriques variées autres que filaires. En particulier, les formes en ressort intéressent beaucoup le domaine du biomédical car lorsque les AMF sont employés sous forme de fils tendus, le concepteur se heurte systématiquement à deux difficultés majeures du point de vue fonctionnel :

- Le matériau travaille en traction pure. Les forces générées sont importantes et les courses faibles.
- Les paramètres géométriques permettant d'ajuster la caractéristique de sortie de l'actionneur sont peu nombreux (diamètre, longueur).

Nous avons donc cherché au cours de nos travaux à exploiter d'autres géométries d'actionneur AMF. Ces géométries sont principalement les ressorts plans (Figure 43-a) et les

ressorts hélicoïdaux (Figure 43-b). Dans le premier cas, le matériau est essentiellement sollicité en flexion et, dans le second, en torsion. Les courses produites sont à chaque fois d'un autre ordre de grandeur que pour les fils AMF. D'autre part, les paramètres géométriques ajustables sont plus nombreux. Ils permettent d'envisager une optimisation dimensionnelle efficace au regard des exigences cinémato-statiques de l'application.

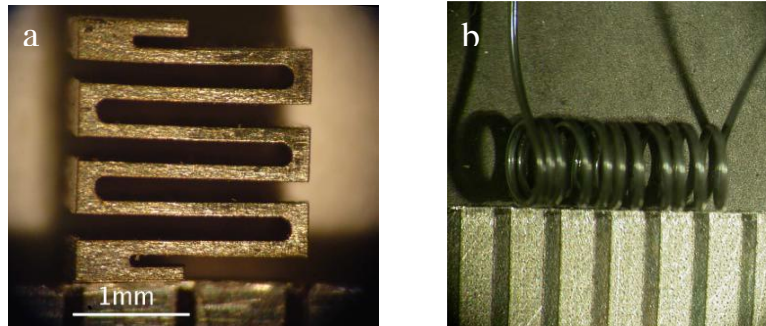


Figure 43: Ressorts AMF plan (a) et hélicoïdal (b).

En contre-partie, la mise en forme du matériau passe par des étapes supplémentaires de traitement thermique et/ou de découpe. Nous présentons ci-après les procédés que nous avons employés et leur influence sur les qualités micro-structurales du matériau.

Ressorts plans

La Figure 44 montre un ressort plan découpé par laser dans une plaque de NiTi de 250 μm d'épaisseur. Sa découpe a été confiée à la société Memory-Metalle qui a également fourni le matériau. Elle a utilisé pour cela un laser YAG.

Des prises de vue au microscope à balayage électronique ont permis d'examiner l'état de surface de ces ressorts. Celui-ci est relativement mauvais et présente de nombreuses aspérités. On observe en outre de nombreuses impuretés qui sont certainement issues des projections de matière en fusion lors de la découpe.

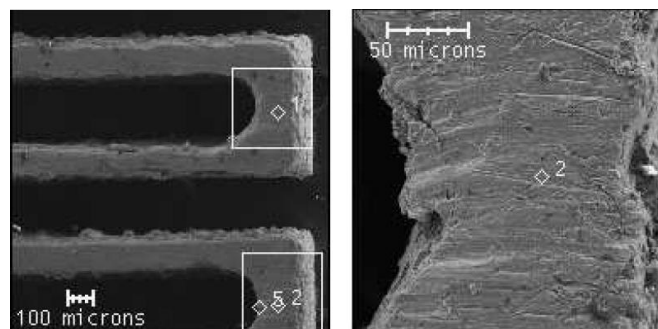


Figure 44: Etat de surface du NiTi après découpe laser.

Les agrandissements de la Figure 45 font apparaître des fissures localisées dans un congé. C'est précisément dans ces zones que le matériau sera le plus sollicité et susceptible de voir s'amorcer des ruptures.

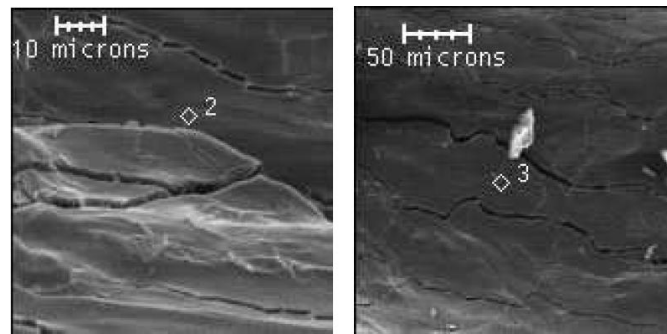


Figure 45: Fissures localisées dans les congés.

Il est vraisemblable que l'action thermique du laser provoque une recristallisation locale de l'AMF. Dans [Bellouard (2000)], on estime que ce traitement thermique se propage sur une surface d'environ $25\mu\text{m}$ de large pour une pièce de $100\mu\text{m}$ d'épaisseur. On suggère également qu'il est possible d'améliorer l'état de surface des pièces découpées au laser avec des techniques de polissage chimique ou de micro-sablage adéquates. On note (Figure 46) qu'un essai de découpe par électroérosion a donné un résultat meilleur en termes d'état de surface mais beaucoup moins bon en termes de précision géométrique.

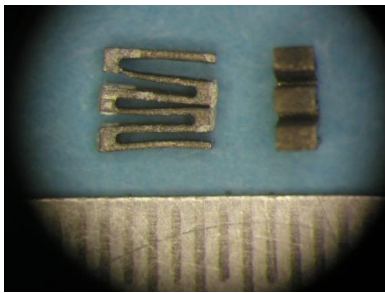


Figure 46: Découpe par électroérosion

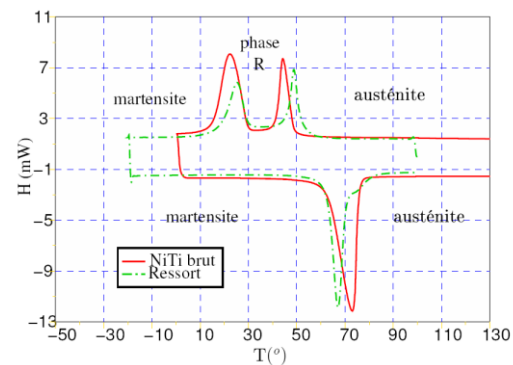


Figure 47: DSC avant et après découpe laser.

On a, pour finir, comparé la mesure DSC d'un échantillon de NiTi brut et celle d'un ressort NiTi découpé au laser (Figure 47). Les températures de transition sont sensiblement identiques mais on observe une réduction de l'enthalpie de la transformation (surface des pics). Cette réduction ne traduit qu'une légère dégradation de la qualité de transformation.

Ressorts hélicoïdaux

Dans le cadre de la thèse de Ramiro Vélazquez [Velazquez (2006)] sur les interfaces tactiles intelligentes, nous avons cherché à exploiter les potentialités des ressorts en AMF de forme hélicoïdale. Le ressort de la Figure 43-b est formé d'un fil NiTi de $200\mu\text{m}$ de diamètre de la marque Flexinol. Il sert d'actionneur aux taxels de la matrice braille active de la Figure 48.

Ce type de ressort est mis en forme par moulage et passage à haute température. Pour cela, on enroule le fil AMF de $200\mu\text{m}$ de diamètre autour d'une tige fileté de 1.5mm de diamètre et sur une longueur de 7mm (Figure 49). Le tout est ensuite maintenu serré dans un moule et chauffé à 500°C pendant 5mn . Le procédé s'achève par un refroidissement rapide dans l'eau à température ambiante.

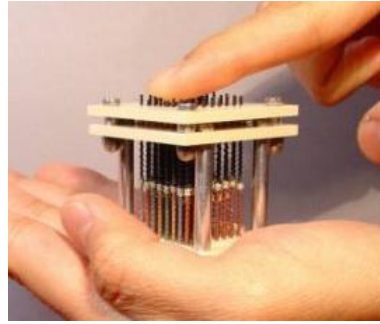


Figure 48: Braille actif actionné par ressorts en AMF.

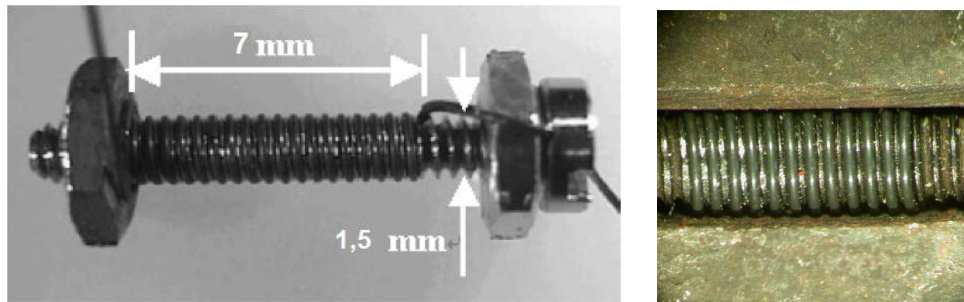


Figure 49: Montage pour la mise en forme hélicoïdale.

La microstructure des AMF est très sensible aux traitements thermomécaniques. Afin d'évaluer l'influence microstructurale du traitement de mise en forme ci-dessus, on a procédé à une observation par microscope à balayage électronique des surfaces de nos échantillons.

La Figure 50 compare les états de surface 1°) du matériau NiTi brut fourni par la Société Dynalloy, 2°) de ce même matériau après mise en forme et enfin, 3°) son état de surface après un test de fatigue (plus de 1000 cycles en traction à température ambiante).

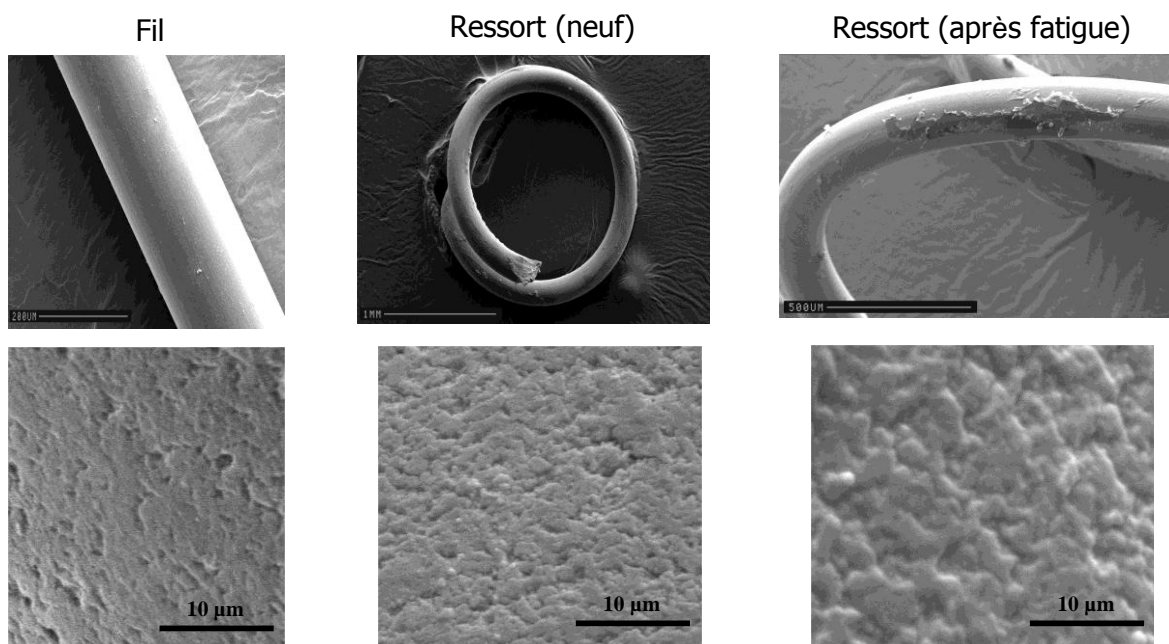


Figure 50: Etats de surface du ressort AMF à différents stades de sa vie.

On remarque une structure initiale assez inhomogène et la présence d'un certain nombre de craquelures dans le matériau brut. Après la mise en forme, on note l'apparition d'irrégularités en surface. Enfin, après le test de fatigue, on remarque un endommagement important de la surface et une distribution granulaire nettement plus accentuée, susceptible de réduire significativement la solidité du matériau.

Cependant, l'actionneur hélicoïdal de la Figure 43-b conserve un grand intérêt en termes de course atteignable et de durée de vie. Alors que l'allongement relatif du fil brut ne dépasse pas les 8% sans engendrer de déformation irréversible, on montre expérimentalement que cet allongement limite dépasse les 500% pour notre ressort. En termes de durée de vie, le Tableau 5 permet de comparer les caractéristiques du fil brut et du ressort. Ces valeurs ont été calculées à titre indicatif, en s'appuyant sur le modèle de Mason-Coffin donnant une estimation du nombre N_f de cycles thermo-mécaniques avant déformation plastique irréversible :

$$N_f = (\alpha / \varepsilon_a)^{(1/\beta)}$$

Dans cette expression, ε_a représente l'allongement relatif imposé au cours du cycle. Les coefficients α et β sont à déterminer expérimentalement.

Tableau 5: taux de déformation admissible du fil Flexinol et du ressort AMF.

| Nombre de cycles jusqu'à déformation plastique | Taux de déformation admissible (%) | |
|--|------------------------------------|---------|
| | Fil | Ressort |
| 1 | 8 | 570 |
| 100 | 4 | 56 |
| 10000 | 2 | 5,7 |
| 100000 | 1,4 | 1,8 |

2. Application pratique : motorisation d'un instrument béquillé d'endoscopie

Les résultats ci-dessous sont issus du travail de différents stagiaires dans le cadre du projet AgEnd RNTS 2000 et publiés dans [DeSars et al. (2010)]

Pour terminer cette étude, nous donnons maintenant un exemple simple de mise en œuvre effective des actionneurs AMF dans le contexte de la CMIR. Il s'agit d'une application basique portant sur la motorisation d'une structure d'endoscope à 2 ddl et de gros diamètre. Elle apporte un éclairage sur le soin à apporter dans le choix et le réglage des actionneurs utilisés.

Structure

Nous avons choisi de ne pas modifier la partie distale de l'instrument en insérant les fils AMF en lieu et place des câbles présents à l'origine (Figure 51). Outre le fait que cette motorisation conserve la forme et les dimensions de l'instrument de départ, on tire avantage ici de la grande simplicité du principe actif employé avec, en perspective, un coût de fabrication

potentiellement très intéressant. Par ailleurs, le mode d'actionnement manuel est conservé. Les fils AMF, sans être activés, servent alors simplement à transmettre des forces de traction depuis la poignée vers le béquillage. Ce double mode d'actionnement (électrique/manuel) accroît les possibilités d'utilisation et constitue un argument marketing non-négligeable.

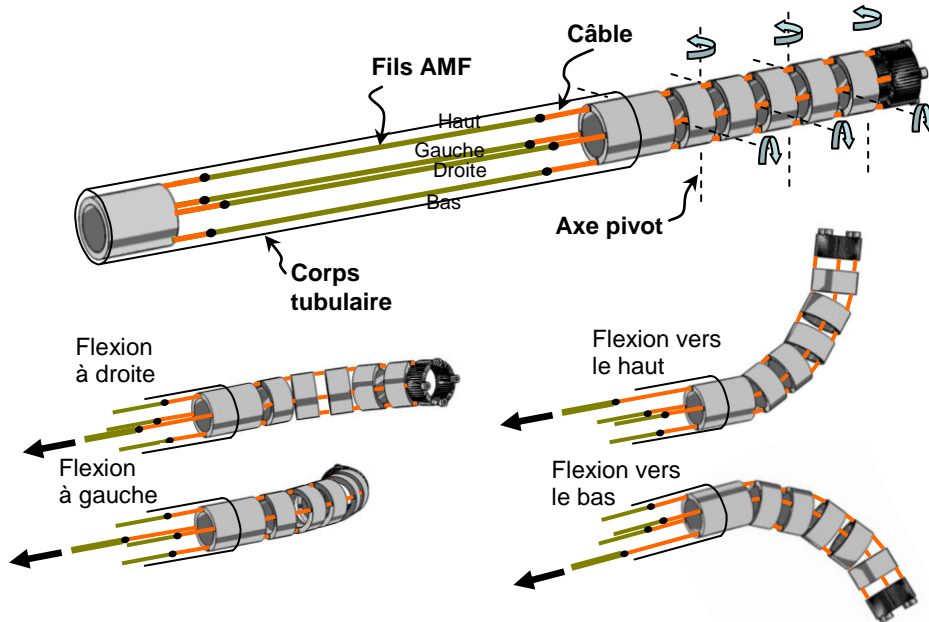


Figure 51: Principe de l'actionnement par 4 fils AMF d'une structure béquillée.

L'instrument que nous avons conçu est décrit sur la Figure 52. Il est composé d'un béquillage distal (de la marque Fort Imaging Systems), d'un corps tubulaire de 32cm de long, d'un tendeur et d'une poignée classique d'endoscope.

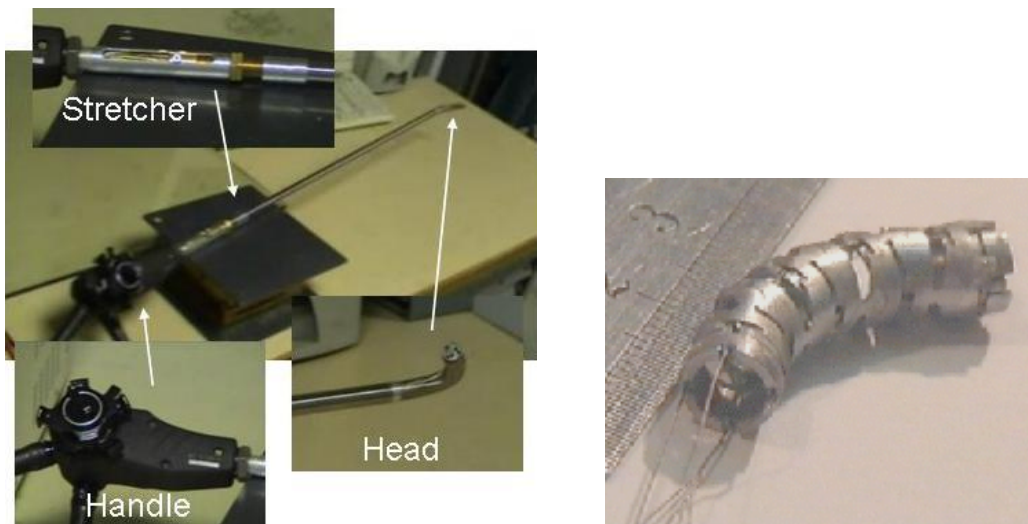


Figure 52: Prototype d'endoscope actif de l'ISIR (gauche), .structure du béquillage (droite).

Le béquillage est composé de six maillons articulés en acier de 7mm de diamètre (Figure 52 à droite). Sa flexion totale est de 100° environ dans toutes les directions. Les 4 fils AMF sont à l'intérieur du tube central. Ils occupent environ 20% de la section de passage.

Dimensionnement des actionneurs

La Figure 53 donne les valeurs de forces à appliquer aux câbles du béquillage pour obtenir une flexion dans le plan horizontal. La Figure 54 donne les courses correspondantes. Ces valeurs ont été obtenues expérimentalement sur un béquillage gainé et comprenant à l'intérieur les fibres et nappes électriques d'origine.

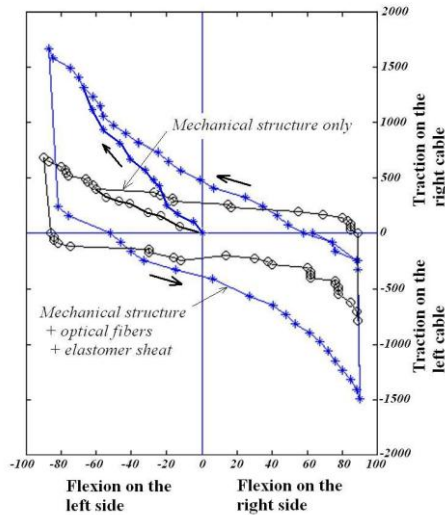


Figure 53: Forces de traction sur les câbles (g) vs flexion du béquillage (°).

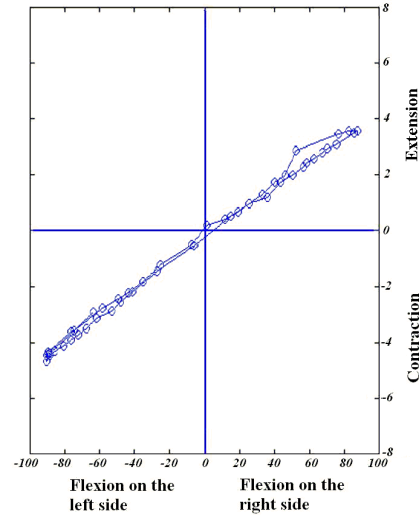


Figure 54: course des câbles (mm) vs flexion du béquillage (°).

Le matériau AMF employé est du NiTinol dont la caractéristique traction-élongation est représentée sur la Figure 55. Le diamètre des fils a été fixé à 250µm de façon à pouvoir générer les 1500g requis sans atteindre les 500 MPa de leur plateau super-élastique. Leur longueur est fixée à 300mm au regard de la longueur du tube central du dispositif. Compte tenu des 6% de taux de contraction indiqué par le fournisseur, cette longueur de fil est suffisante pour produire les 8mm de course totale attendue (voir Figure 54).

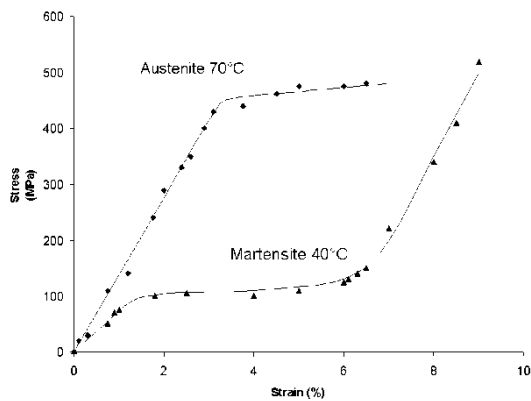


Figure 55: Caractéristique traction-élongation du NiTinol employé.

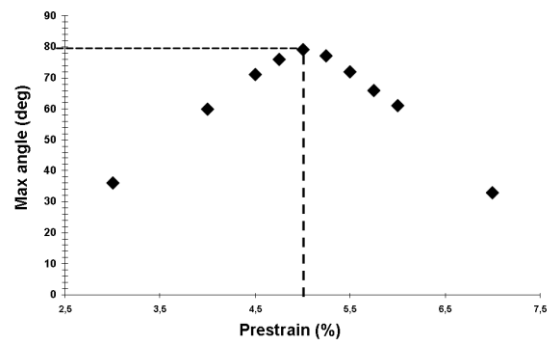


Figure 56: Angle maximal de flexion vs de la valeur de pré-tension des fils AMF.

Choix de la pré-tension

Lorsque deux actionneurs sont montés en configuration antagoniste, le choix de leur précontrainte influence significativement les performances du système. Dans le cas des fils en AMF, la précontrainte (que l'on chiffre en % d'élongation lorsque le dispositif est dans sa configuration d'origine) conditionne en particulier la course de sortie qui est (on le rappelle)

le point faible de ce type d'actionnement. Sur la Figure 56, on a reporté les flexions de sortie théoriques de notre instrument pour différentes prétensions des actionneurs AMF (longueur et diamètre fixés ci-dessus). La dépendance est clairement mise en évidence et une valeur de pré-tension optimale à 5% se dégage.

Ces valeurs de course en sortie ont été calculées algébriquement en tenant compte des caractéristiques du béquillage (Figure 53 et Figure 54) et du modèle de comportement des AMF utilisés. Par exemple, sur la Figure 57, l'intersection des courbes de l'AMF activé et de la charge totale (AMF passif + béquillage) donne la flexion maximale de sortie.

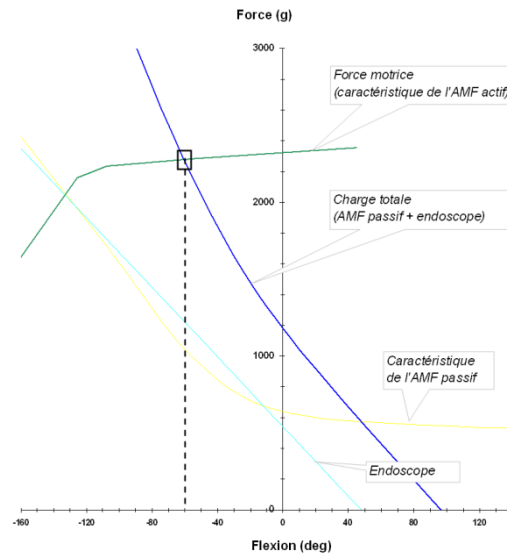


Figure 57: Détermination algébrique de la flexion maximale.

Les tests effectués sur notre instrument confirment les calculs précédents comme on le voit sur la Figure 58. Les angles de flexion produits par la commande électrique des AMF se situent entre 75° et 80° (dans les plans vertical et horizontal). Les angles atteints via la commande manuelle sont quant à eux légèrement supérieurs et plus proches des angles atteignables avec le dispositif d'origine.

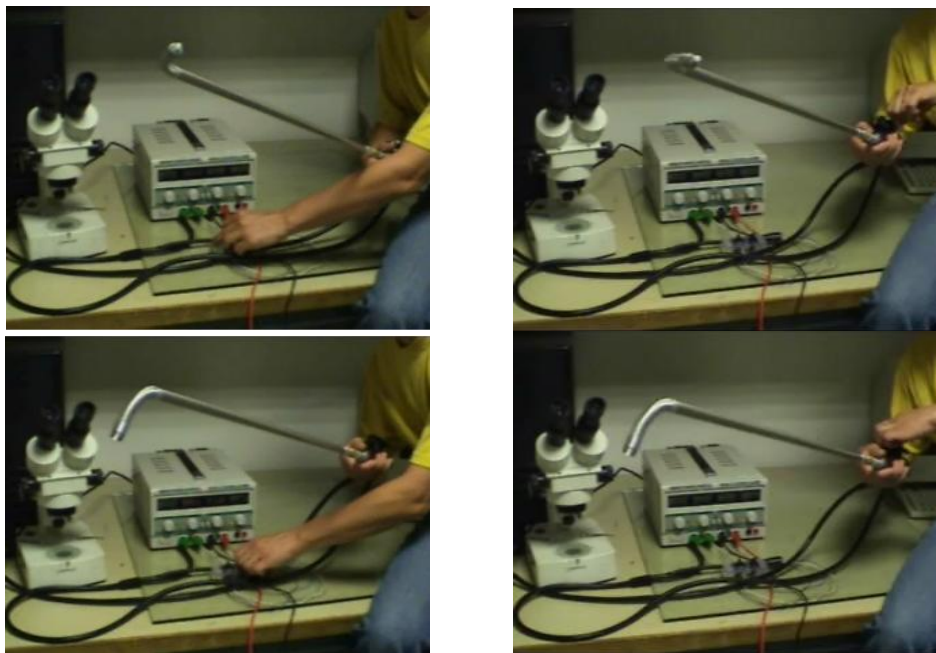


Figure 58: Actionnement électrique (gauche), actionnement manuel (droite).

3. Conclusion du chapitre.

L'actionnement à base d'éléments AMF est une voie classique de l'endoscopie active. Aucun prototype de la littérature ne satisfait cependant à ce jour pleinement aux besoins du domaine. Nous avons choisi d'aborder le problème sur le fond en commençant par identifier les données importantes nécessaires à la bonne exploitation des matériaux NiTi à notre disposition. Nous avons également étudié et évalué différents moyens de réalisation de micro-actionneurs AMF de formes alternatives.

Un premier instrument actionné par fils AMF antagonistes a été dimensionné et réalisé. Son originalité réside dans le choix d'une structure d'instrument du commerce et dans la cohabitation des modes de commande électrique et manuel. Les performances atteintes en termes de flexion distale sont compatibles avec les besoins courants de la chirurgie mini-invasive.

Ce travail a servi de base aux avancées présentées dans le chapitre suivant. Dans celui-ci, on étudie l'intégration d'actionneurs AMF au niveau de la partie distale de structures d'endoscope de très petit diamètre et/ou à très haute mobilité. En particulier, la forme d'actionneur en ressort plan proposée dans ce chapitre sera mise en œuvre pour satisfaire à des contraintes de miniaturisation extrême dans la motorisation d'un endoscope actif hyper-redondant.

Chapitre IV : Motorisation locale des instruments dextres multi-ddl

Dans certains cas d'applications cliniques, les conditions rencontrées sont extrêmes et ne permettent pas d'aborder la question de la motorisation distale des instruments dextres actifs aussi facilement que dans l'exemple du chapitre précédent. Typiquement, les fibroscopes béquillés fins d'urologie ou de cardiologie ne peuvent pas produire, s'ils sont actionnés par traction, la continuité de mouvement que les chirurgiens souhaiteraient. Les instruments de micro-cathétérisme, quant à eux, ne se prêtent carrément pas à l'actionnement par traction du fait de leur grande longueur et de leur petit diamètre.

Dans ces conditions, l'approche passant par la *miniaturisation* et le *déport* de l'actionnement au plus près de la partie terminale présente un intérêt certain. En outre, motoriser localement l'extrémité distale d'un instrument peut permettre d'atteindre une précision et une dynamique de mouvement élevées par suppression des étages de transmission. Ce point intéresse par exemple l'accompagnement des mouvements physiologiques synchronisés sur le rythme cardiaque [Richa et al. (2010)]. Cette approche permet aussi d'aborder favorablement le champ des systèmes à haute-mobilité distale qui s'accommode mal d'une transmission des mouvements depuis le milieu extra-corporel pour des raisons évidentes de couplage inter-ddl.

Les voies possibles du micro-actionnement sont nombreuses [Fatikov and Rembold (1997)]. Certaines sont déjà largement exploitées en micro-robotique : matériaux piezo-électriques, micro-moteur électrostatiques, circuits micro-fluidiques. A cela s'ajoutent des options plus exploratoires comme l'utilisation de matériaux intelligents type polymères électro-actifs ou celle des fluides électro-rhéologiques. Dans le cadre des applications de chirurgie endoluminale, les contraintes de miniaturisation et de biocompatibilité ont fait converger la majorité des auteurs vers deux types de micro-actionneurs : les AMF et les systèmes micro-fluidiques. Les actionneurs micro-fluidiques (en particulier pneumatiques) semblent très prometteurs et ont conduit au prototypage de nombreux instruments [DeGreef (2010)].

Dans ce chapitre, on aborde la motorisation des instruments fins de CMIR à haute mobilité par l'intégration de micro-actionneurs AMF en tête. Ce travail repose sur les apports du chapitre précédent en termes de modèle de matériau et de maîtrise des procédés de mise en forme. Deux types différents d'actionneurs AMF permettent de traiter de manière distincte le cas de mobilités distales discrètes (béquillage) et celui d'une structure continue flexible (cathéter). Dans tous les cas, l'approche repose sur un dimensionnement optimal des éléments actifs et un effort d'intégration mécatronique.

1. Endoscope multi-ddl actionné par ressorts AMF plans

Ces travaux sont tirés du chapitre III de la thèse de Vincent De Sars (2000-2005, dir. Ph. Bidaud) et s'inscrivent dans le cadre du projet RNTS 2000 AgEnd [DeSars (2005)].

Ce travail adresse la commande et la motorisation *distribuée* des endoscopes à structures béquillées de diamètre compris entre 3 et 8mm environ. Le principe retenu pour la motorisation articulaire d'un tel béquillage est illustré sur la Figure 59. Il préserve intégralement l'espace intérieur des maillons pour le passage du matériel opératoire (fils, câbles, fibres optiques...).

La forme d'actionneur AMF retenue ici est celle des ressorts plans déjà exploités dans [Mineta et al. (2001)] par exemple et dont certains aspects ont été expliqués au chapitre précédent. Ils présentent en outre un important ratio surface/volume facilitant la dissipation thermique et donc l'obtention d'une bande passante suffisante.

Nous avons choisi d'intégrer ces éléments dans des logements aménagés comme illustré sur la Figure 60-c. Cette disposition est plus complexe que celle de la Figure 60-a mais présente l'avantage d'une meilleure utilisation de l'espace. La solution de la Figure 60-b emploie, quant à elle, des ressorts courbes difficiles à réaliser.

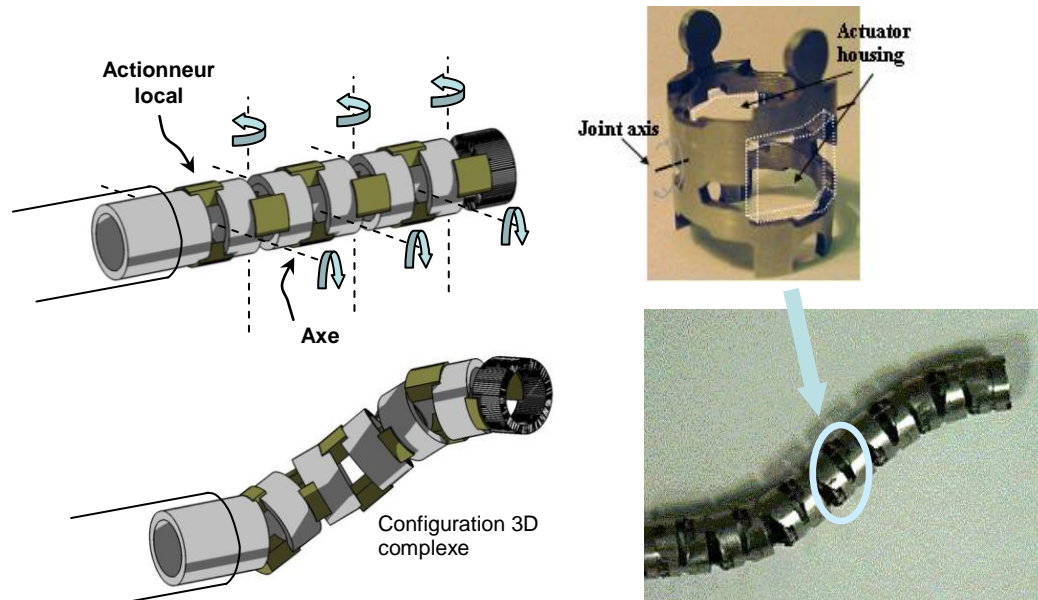


Figure 59: Principe de l'actionnement distribué d'un béquillage d'endoscope.

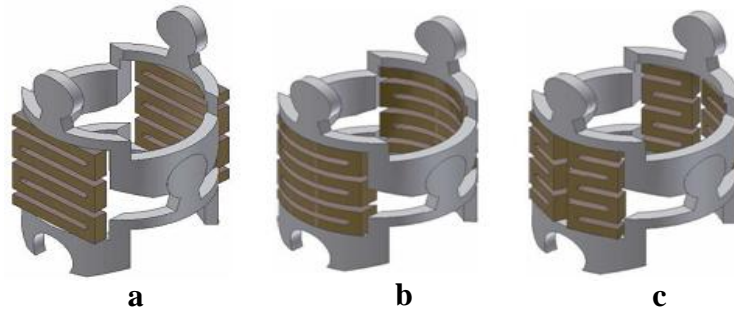


Figure 60: Modes d'intégration possibles des ressorts AMF.

Spécifications cinémato-statiques

Une série de tests a permis d'identifier le comportement en flexion du béquillage que l'on souhaite motoriser (Figure 61). Sa caractéristique flexion – couple résistant au niveau articulaire est indiquée sur la Figure 62 pour des conditions de fonctionnement standard (les tests ont été faits sur un béquillage gainé avec faisceaux électrique et optique intérieurs).

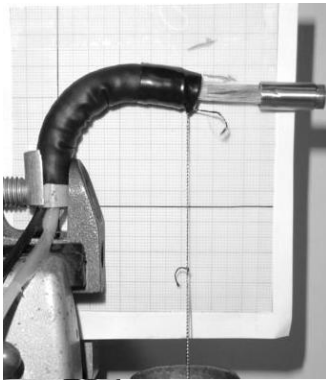


Figure 61: Caractérisation de la charge articulaire.

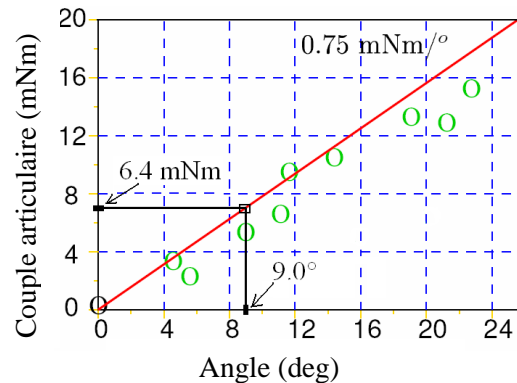


Figure 62: Caractéristique flexion – couple résistant.

Les instruments béquillés de diamètres comparables à celui étudié (de l'ordre de 8mm) produisent des courbures dont le rayon est rarement en deçà de 50mm. Cette valeur conduit à imposer une flexion articulaire atteignable de $\theta_{min} = 9^\circ$ pour le béquillage de la Figure 59 (2 axes parallèles sont distants de 8mm). Un rapprochement avec la caractéristique de chargement précédente impose un couple minimal $T_{min} = 6,4 \text{ mNm}$ au niveau de chaque actionneur de la structure.

Optimisation géométrique des ressorts

Les paramètres définissant la géométrie des ressorts AMF sont en nombre important (Figure 63). Par ailleurs, leur choix est conditionné par la prise en compte de deux critères (le couple en sortie et le niveau de contrainte dans le matériau) ainsi que deux contraintes géométriques (le volume d'intégration disponible et la course requise en sortie).

L'étendue du domaine des solutions ainsi que l'impossibilité de formuler analytiquement les relations critères-contraintes-paramètres, nous ont conduits à opter pour une recherche de type stochastique. Cette recherche a pris la forme d'un algorithme génétique développé à l'aide de

la librairie GALib 2.45. Ses paramètres d'évolution ont été fixés suivant la méthode du steady state [Goldberg (1989)].

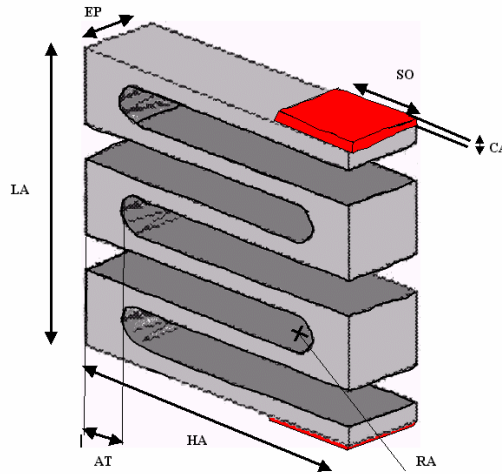


Figure 63: Paramétrage de la géométrie des ressorts AMF.

Dans l'algorithme de sélection, chaque individu représente une solution d'actionneur à 4 ressorts AMF. Les allèles des individus sont constitués des dimensions géométriques de leurs ressorts. Le score F de chaque individu est défini par le produit de deux fonctions adimensionnelles F_T et F_σ caractérisant respectivement l'amplitude T du couple maximal produisible et la valeur maximale de contrainte interne σ en cours de fonctionnement dans l'un ou l'autre des ressorts de l'actionneur.

$F = F_T \times F_\sigma$ avec :

- $F_T = \sup\left(0, \frac{T}{T_{\min}}\right)$ si $T < T_{\min}$, $F_T = 1 + 0.1 \times \frac{T - T_{\min}}{T_{\min}}$ sinon.
- $F_\sigma = 1 + 0.1 \times \frac{\sigma_{\max} - \sigma}{\sigma_{\max}}$ si $\sigma < \sigma_{\max}$, $F_\sigma = \sup\left(0, 1 - 10 \times \frac{\sigma - \sigma_{\max}}{\sigma_{\max}}\right)$ sinon.

Ici, σ_{\max} est la contrainte normale acceptable avant détérioration des propriétés du matériau. Cette formulation des performances a l'avantage de privilégier les solutions présentant des valeurs équilibrées de scores en couple et en contrainte. De plus, le score global F est nul pour tout individu présentant un couple de sortie négatif ou une contrainte dépassant σ_{\max} de plus de 10% (voir Figure 64).

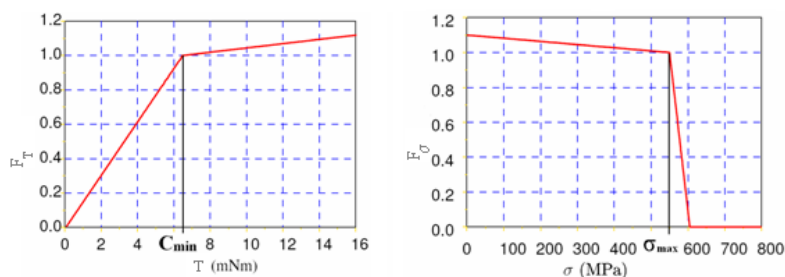


Figure 64: Valeurs des scores en couple (gauche) et en contrainte (droite).

Enfin, l'évaluation des individus candidats a nécessité le développement d'un code éléments finis sous Castem3000. Ce code prend en compte la cinématique de l'axe commandé et la géométrie des logements réservés aux AMF. Il prend également en compte, point par point, la caractéristique traction-élongation du matériau (déterminée au chapitre précédent).

Résultat de l'optimisation

La Figure 65 à gauche donne l'évolution du score global F au cours de l'optimisation. La convergence est atteinte au bout de 40 générations. La Figure 65 à droite indique l'évolution des valeurs de chaque paramètre durant l'optimisation. Excepté le paramètre CA qui est astreint à rester positif, les valeurs finales des paramètres se situent nettement à l'intérieur de leurs domaines d'exploration respectifs.

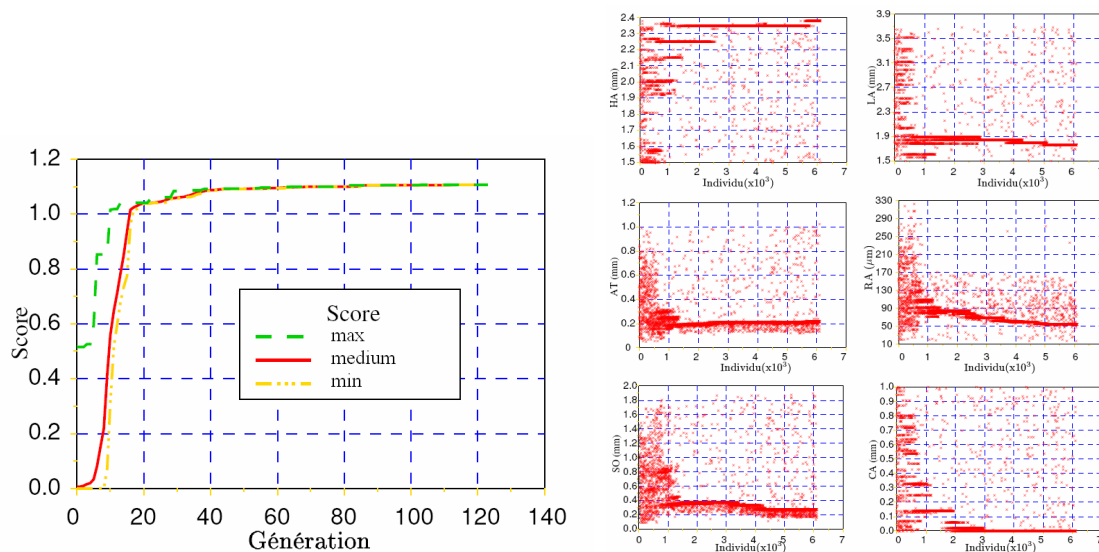


Figure 65 : Evolution du meilleur score (gauche), évolution des valeurs de chaque paramètre (droite).

Les performances de l'actionneur optimal sont indiquées dans le Tableau 6. La contrainte maximale dans le matériau, quel que soit le point de fonctionnement, reste inférieure à la limite σ_{\max} . Le couple à 9° est quant à lui largement supérieur au couple minimal requis T_{\min} . Sur la Figure 66, l'intersection des courbes couple-flexion de l'actionneur trouvé et du béquillage indique un angle de flexion maximal théorique de $11,5^\circ$.

Tableau 6: Performances de l'actionneur optimal.

| | Valeurs requises | Valeurs obtenues |
|------------------------------|---------------------|---------------------|
| Couple à 0° (mNm) | - | 30.5 |
| Couple à 9° (mNm) | 6,4 | 10.1 |
| Contrainte maximale (MPa) | 550 | 543 |
| Course de sortie (en charge) | 9° | $11,5^\circ$ |
| Course de sortie (à vide) | - | $13,5^\circ$ |

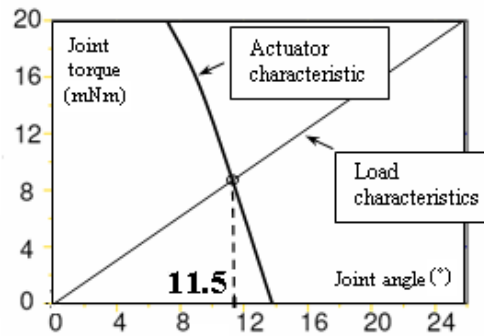


Figure 66: Détermination de la course maximale théorique.

Validation expérimentale

Un prototype d'actionneur a été réalisé (Figure 67). Celui-ci comprend deux maillons articulés et quatre ressorts disposés en configuration antagoniste. Les ressorts sont positionnés et isolés de l'armature par quatre bases en polymère (Peek®). Des lamelles de béryllium cuivré attachent les ressorts sur leur base et servent de contacts électriques. L'assemblage est collé à la résine époxy à forte tenue en cisaillement.

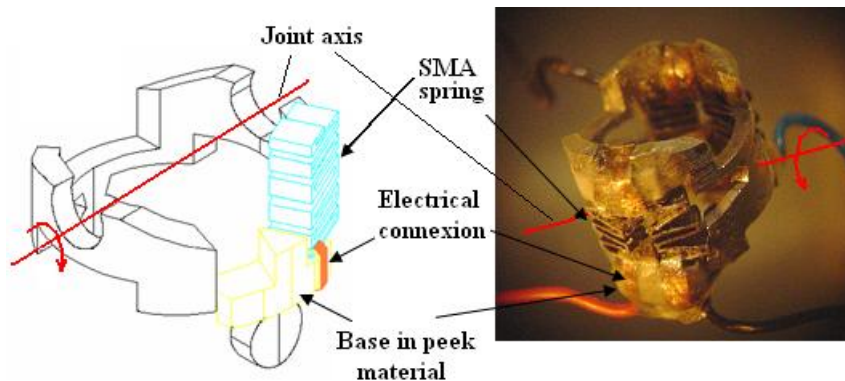


Figure 67: Constitution du prototype.

Des tests ont permis de relever expérimentalement une inclinaison à vide de $10,5^\circ$ et un couple de 17mNm en configuration d'origine (Figure 68 et Figure 69). Précisons que les ressorts AMF utilisés ici ne sont pas issus de l'optimisation précédente mais sont ceux ayant servi à l'étude de l'influence de la découpe laser du chapitre précédent. Par ailleurs, une comparaison de ces résultats expérimentaux avec les prévisions issues du modèle numérique valide le modèle théorique proposé (Tableau 7).

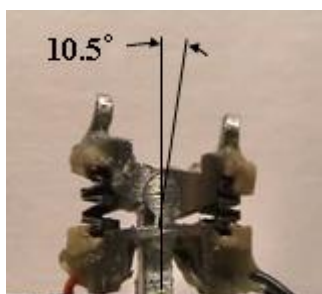


Figure 68: Détermination expérimentale de la course de sortie.

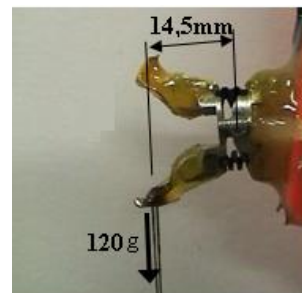


Figure 69: Détermination expérimentale du couple en configuration d'origine.

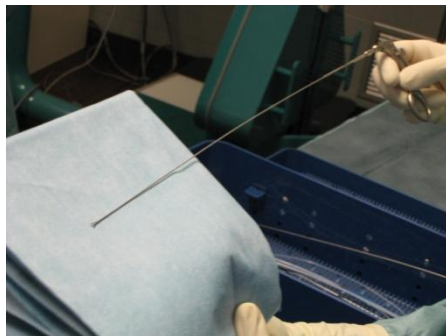
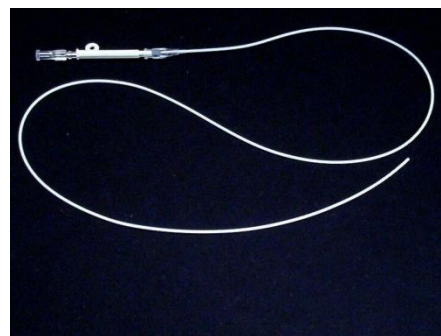
Tableau 7: comparaison des valeurs de couple et de course en sortie.

| | Valeurs expérimentales | Valeurs théoriques |
|------------------------------|---------------------------|-----------------------|
| Couple à 0° (mNm) | 17 | 18 |
| Course de sortie en (à vide) | 10,5° | 12.5° |

2. Fibroscope et cathéter actifs à haute mobilité

Le point de départ de ce travail fut un rapprochement avec le service de neuro-radiologie interventionnelle du CHU Mondor (Pr. Gaston) au début des années 2000. Il s'est par la suite enrichi de collaborations diverses : service du Pr. Moret à la Fondation Rotschild, laboratoire Matériaux et Systèmes Complexe de Paris VII (Pr. Flaud) [Szewczyk et al. (2011)]. D'autres résultats ont été obtenus dans le cadre du stage post-doctoral de Emilie Marchandise (2006, S. Zalesky co-encadrant) [Marchandise et al. (2009)] et de la première partie du stage ingénieur de Benoît Rosa (2009, P. Mozer co-encadrant)[Rosa et al. (2010b)].

Les structures béquillées comme celles décrites précédemment équipent les endoscopes et fibroscopes jusqu'à des diamètres de 3 ou 4 millimètres. En deçà de ces diamètres, les instruments ont des terminaisons non contrôlables en flexion. Il s'agit par exemple des instruments de microchirurgie comme le forceps de la Figure 70 ou de chirurgie endovasculaire comme le cathéter de la Figure 71.

**Figure 70: Forceps de neurochirurgie (Storz®).****Figure 71: cathéter de cardiologie (Arrow®).**

Dans ce contexte, les approches décrites précédemment pour la production de mouvements distaux commandables électriquement ne sont plus applicables :

- D'une part, la lumière intérieure est insuffisante pour l'intégration de fils AMF tendus. Celle-ci est généralement réservée entièrement à d'autres fins (mécanisme d'ouverture ou de fermeture de pince, passage des fibres optiques, acheminement des produits vers l'extrémité débouchante...).
- D'autre part, il n'est plus possible à ces échelles de concevoir des structures articulées sur le mode des béquillages vus précédemment.

La motorisation distale (éventuellement distribuée) de ces micro-instruments représente un challenge technologique élevé au regard des difficultés d'intégration et des exigences de ces chirurgies (précision, sécurité). Dans le cas particulier des micro-cathéters (neuro-radiologie, chirurgie cardio-vasculaire...), cette problématique rejoint le thème de la maîtrise du comportement cinémato-statique des structures fines flexibles.

Le travail présenté dans ce qui suit a porté sur la définition d'une approche générale de la motorisation distribuée des instruments de *micro-cathétérisme*. La recherche que nous avons menée comporte plusieurs volets. Nous évoquerons surtout l'aspect modélisation théorique de l'interaction actionneur-structure et son exploitation pour le prototypage de cathéters actifs. Nous ne parlerons pas de l'aspect modélisation du couplage thermo-fluidique des instruments avec leur milieu, la contribution de l'ISIR à ce niveau étant moins centrale [Marchandise et al. (2009)].

Art antérieur

Certains auteurs ont mis en oeuvre des méthodes autres que l'emploi des AMF pour la commande en flexion des instruments fins de chirurgie. Citons l'utilisation des polymères électro-actifs IPMC [Guo (1995)], la mise en oeuvre de techniques électrochimiques [Shoa et al. (2008)] ou l'intégration de micro-valves commandant un actionnement hydraulique des mouvements distaux [Ikuta (2007)]. Ces approches n'en sont qu'à leur début et leur pertinence reste à prouver.

A l'inverse, certaines recherches sur le thème du cathétérisme actif impliquant l'utilisation d'actionneurs à base d'AMF ont donné lieu à des démonstrateurs dignes d'intérêt. Le Tableau 8 donne un état de l'art de ces travaux pour des diamètres d'instrument inférieurs ou égaux à 3mm.

Tableau 8: Comparaison des réalisations en cathétérisme actif à base d'AMF.

| Auteur | Diamètre extérieur (mm) | Forme d'AMF | Nombre d'AMF | Flexion par unité (deg) | Longueur de l'unité (mm) | Rayon de courbure (mm) |
|--------------------------|-------------------------------|----------------|-----------------|-------------------------------|--------------------------------|------------------------------|
| [Fukuda et al. (1994)] | 1.65 | Filaire | 3 | 32 | 15 | 27 |
| [Mizuno (1994)] | 2.6 | Filaire | 2 | 90 | 20 | 12.7 |
| [Takizawa et al. (1999)] | 1.5 | Filaire | 3 | >45 | 20 | 25.5 |
| [Mineta et al. (2001)] | 0.9 | Ressort | 3 | 14 | 3.1 | 12.7 |
| [Chang et al. (2002)] | 3.0 | Ressort | 3 | 90 | 40 | 25.5 |
| [Fu et al. (2008)] | 1.3 | Spiralé | 3 | 90 | 92 | 59 |
| [Haga et al. (1998)] | 1.6 | Spiralé | 3 | 45 | 19 | 24.2 |
| [Lim (1995)] | 2.8 | Spiralé | 3 | 13 | 3 | 55 |
| [Park and Esashi | 2.0 | Spiralé | 3 | 50 | 5 | 5.7 |

Cependant, comme on peut le voir, peu de ces prototypes approchent les 10mm de rayon de courbure indispensables à la neuro-radiologie interventionnelle [Abe et al. (2004)]. Sur le plan de l'optimisation des performances en général, notons que les auteurs n'établissent jamais (ou alors de façon très peu réaliste [Fukuda et al. (1994)] [Park and Esashi (1996)]) les modèles théoriques de leurs systèmes. Aucune approche optimale de la conception (ne serait-ce que

dans le choix des dimensions des actionneurs) n'est proposée. Notons également que les prototypes réalisés reposent généralement sur l'emploi de supports flexibles particuliers et/ou d'éléments actifs de forme très évoluée (voir Figure 72, l'instrument de Mineta). Le côté high-tech de tous ces dispositifs semble peu compatible avec l'usage unique, pratiquement incontournable en radiologie interventionnelle à ces échelles.

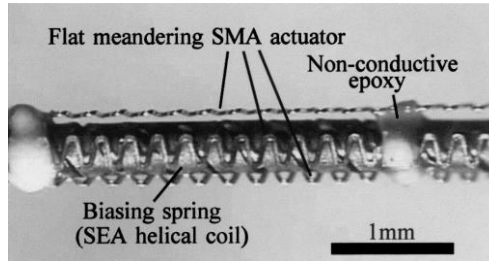


Figure 72: Système d'actionnement de Mineta [107].

Notre approche du problème prend le contre-pied des travaux cités :

- Nous avons privilégié la simplicité structurelle. Le support est le même que celui des cathéters existants et les éléments actifs sont de simples fils en AMF.
- Nous avons accordé aux aspects théoriques du problème une importance particulière. Nous avons considéré la formalisation et la bonne compréhension des comportements mécaniques mis en jeu comme un préalable à la réalisation de prototypes performants.

Modélisation du couplage structure-AMF

Le principe de l'actionnement local par fils AMF est décrit sur la Figure 73. La Figure 74 représente la section transversale d'un tronçon de cathéter actif équipé de trois AMF disposés à 120° . Le

Tableau 9 rassemble les notations utilisées dans les quelques formules présentées dans la suite.

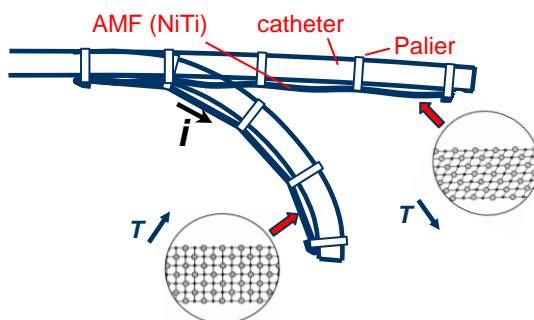


Figure 73: Principe du cathétérisme actif.

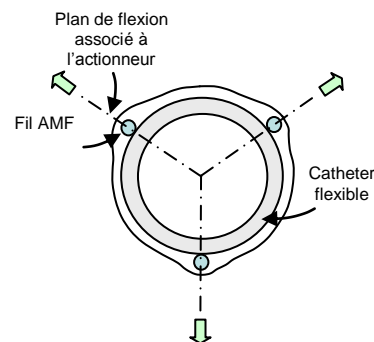


Figure 74: Structure à trois fils AMF.

Tableau 9: Notations utilisées.

| | | | |
|----------|---------------------------------------|-------------------|--|
| σ | radial stress applied by a SMA wire | λ_{max} | length of the bendable portion of catheter |
| T | axial force applied by a SMA wire | $\theta(\lambda)$ | bending angle along the neutral axis |
| r | distance from SMA to the neutral axis | θ_{max} | total bending angle of the catheter |

| | | | |
|-----------|---|----------------------------|---|
| d | diameter of the SMA wire | $\tilde{\theta}_{\max}$ | measured value of the total bending angle |
| E_A | SMA Young modulus in austenite state | τ_{\min} | strain rate starting the martensite plateau |
| E_M | SMA Young modulus in martensite state | τ_{\max} | strain rate ending the martensite plateau |
| E_C | Young modulus of the catheter structure | τ_{init} | rate of pre-strain |
| λ | local coordinate along the neutral axis | $\hat{\tau}_{\text{init}}$ | optimal rate of pre-strain |

Nous nous sommes en premier lieu attachés à démontrer le caractère circulaire des courbures produites [Szewczyk et al. (2011)]. Cette hypothèse avait été démontrée dans le cadre d'une interaction AMF-structure type « corde d'arc » [Fu et al. (2008)] mais jamais pour une action répartie comme celle décrite sur la Figure 75.

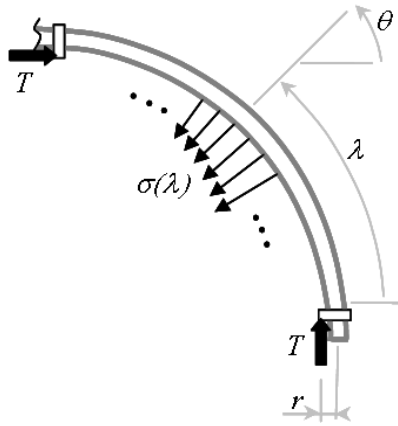


Figure 75: Modèle d'interaction AMF-structure.

Outre la circularité de courbure, à cette occasion, nous avons établi l'expression du moment fléchissant appliqué par l'AMF actif en tenant compte de la charge additionnelle provenant des AMF passifs. Partant de là, nous nous sommes intéressés à établir l'expression de l'angle de courbure atteignable en fonction notamment de la pré-tension des actionneurs. Nos développements se basent sur l'hypothèse d'Euler-Bernoulli des poutres en grandes déviations et donnent :

$$\theta_{\max} \approx \frac{\lambda_{\max}}{r} \left(\tau_{\text{init}} - \frac{E_M}{E_A} \tau_{\min} \right) \left(1 + \tau_{\text{init}} + \frac{r^2 E_C}{d^2 E_A} \right)^{-1} \quad \text{si } \tau_{\text{init}} \leq \hat{\tau}_{\text{init}} \quad (3)$$

$$\theta_{\max} \approx \frac{\lambda_{\max}}{r} \left(\tau_{\max} - \frac{E_M}{E_A} \tau_{\min} \right) \left(\frac{3}{2} (1 + \tau_{\text{init}}) + \frac{r^2 E_C}{d^2 E_A} \right)^{-1} \quad \text{si } \tau_{\text{init}} > \hat{\tau}_{\text{init}} \quad (4)$$

On constate encore une fois l'importance du choix de la pré-tension τ_{init} des fils AMF au montage. La valeur charnière $\hat{\tau}_{\text{init}}$ apparaissant dans les relations ci-dessus a pour expression approchée :

$$\hat{\tau}_{\text{init}} \approx \frac{K+1}{K+1.5} \tau_{\max} \quad \text{avec } K = \frac{r^2 E_C}{d^2 E_A} \quad (5)$$

Par ailleurs, on montre que pour un choix de pré-tension $\tau_{init} = \hat{\tau}_{init}$, le point de fonctionnement des AMF passifs est situé à l'extrémité du plateau de réorientation martensite et donne lieu au maximum d'angle de flexion.

Ces résultats ont été confirmés expérimentalement en relevant la courbure et l'amplitude de flexion du prototype de la Figure 76 (droite). Ses paramètres géométriques et physiques sont rassemblés dans le Tableau 10 ainsi que la valeur théorique de son angle de flexion maximal. Les expressions (3)-(5) ont été adaptées au cas de ce prototype à un seul fil AMF en instanciant à zéro le module d'Young à l'origine de la phase martensite.

Tableau 10: valeur des paramètres physiques du prototype de la Figure 76.

| | R (mm) | D (mm) | E_A (Gpa) | E_M (Gpa) | E_C (Gpa) | λ_{max} (mm) | τ_{min} | τ_{max} | τ_{init} | θ_{max} (rad) |
|-------------------|-------------|-------------|----------------|----------------|----------------|-------------------------|--------------|--------------|---------------|-------------------------|
| Valeurs nominales | 1.2 | 0.25 | 30 | 0 | 0.9 | 158 | 0.015 | 0.06 | 0.046 | 3.509 |
| Incertitudes | 0.02 | 0.005 | 2 | 0 | 0.05 | 2 | 0.005 | 0.005 | 0.005 | 0.756 |

La Figure 76 indique le relevé des déformations successives du cathéter pour différentes valeurs de courant. Comme on peut le constater, celles-ci sont très proches de l'arc de cercle comme prédit théoriquement. L'angle de courbure maximal relevé est par ailleurs de $\tilde{\theta}_{max} = 3,90 \pm 0,20$ rad pour une valeur prédite de $\theta_{max} = 3,51 \pm 0,76$ rad.

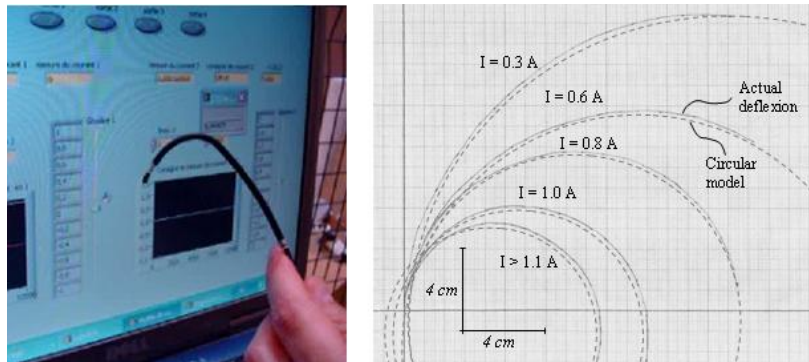


Figure 76: Confirmation expérimentale du modèle développé.

Quelques prototypes

Ces résultats ont été le point de départ d'une campagne de prototypage et d'expérimentation sur le thème des fibroscopes et cathéters actifs. D'un point de vue purement technique, un corpus d'inventions et de procédés a permis d'atteindre un niveau significatif de performance tout en restant dans le domaine du low-cost. Citons en particulier deux brevets :

1. La Figure 77 illustre le principe d'une intégration sans soudure de fils AMF sur une structure tubulaire flexible [Szewczyk (2010)]. L'utilisation de tubes « aiguilles » pour la réalisation des paliers et des points d'attaches sertis résout (entre autres) le problème du contact direct entre les AMF et le support polymère.
2. La Figure 78 (gauche) illustre le principe du contrôle de courbure par répartition de rigidité [Bousquet and Szewczyk (2008)]. Sur la Figure 78 (droite), l'aspect

symétrique de la double courbure est le résultat de la non-homogénéité choisie de la rigidité locale (variation de longueur des tronçons de gaine noire).

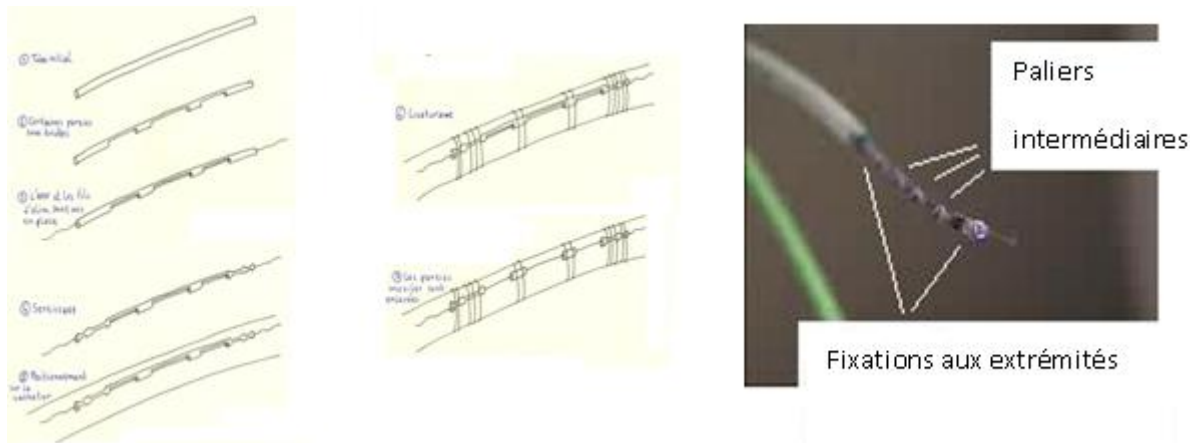


Figure 77: Principe et illustration du brevet sur l'intégration des fils AMF.

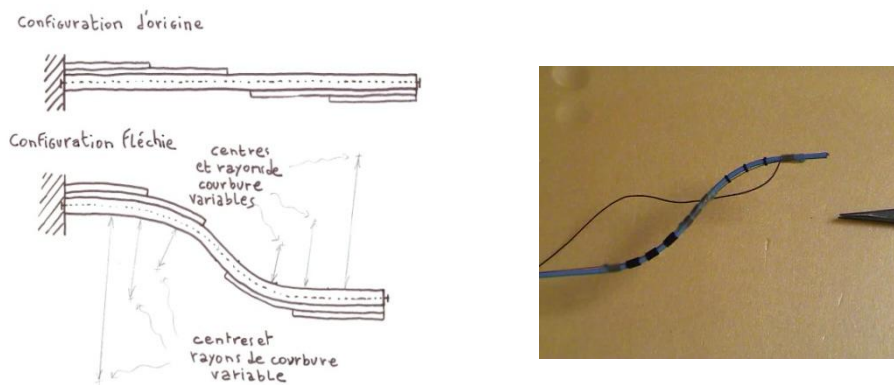


Figure 78: Principe et illustration du brevet sur le contrôle de courbure par la rigidité distribuée.

En termes d'applications chirurgicales, nous présentons maintenant trois exemples de cathéters actifs illustrant les retombées de nos travaux à trois échelles de réalisation différentes.

1. Sur la Figure 79, on montre un uréthroscope du commerce que l'on a motorisé pour l'exécution de gestes fins dans les calices rénaux. La mise en œuvre du procédé de la Figure 77 a permis de garder un diamètre hors tout inférieur à 4mm pour un diamètre initial de 3,5 mm. On a préservé également le mécanisme d'actionnement manuel d'origine. Les comparaisons effectuées se sont révélées clairement à l'avantage des actionneurs AMF en termes de résolution de mouvement.

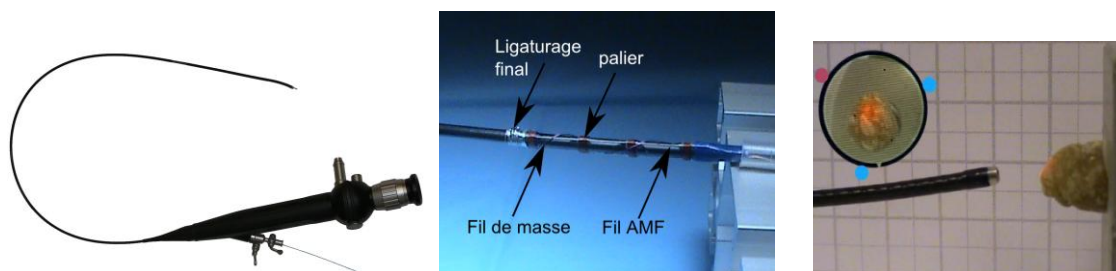


Figure 79: Réalisation d'un uréthroscope à flexion commandable (support : instrument Storz®).

2. Une première investigation en matière de cathétérisme actif pour la neuro-radiologie a consisté en la motorisation distale des cathéters porteurs (diamètres compris entre 2 et 3 mm). Ceux-ci sont destinés à la navigation artérielle sub-carotidienne qui comprend en particulier le difficile franchissement de la crosse aortique. Le guide actif de la Figure 80 a été dimensionné à l'aide des résultats théoriques précédents dans le but d'atteindre des angles de courbure de l'ordre de 90° . Des essais sur un fantôme anatomique à l'échelle une ont montré que cet instrument permet à un opérateur non-expérimenté de franchir la double courbure de la crosse aortique sans difficulté.



Figure 80: Franchissement de la crosse aortique par un cathéter actif.

3. Nous citerons enfin une application millimétrique du cathétérisme actif. Celle-ci entre dans le cadre du positionnement fin pour l'embolisation des anévrismes cérébraux. Sur la Figure 81, on montre un instrument actionné par 2 fils AMF antagonistes et destiné au placement et à la stabilisation de son extrémité débouchante dans les cavités anévrismales. Cette Figure illustre un test de navigation et de placement dans un fantôme du polygone Willis à l'échelle une. A notre connaissance, il s'agit du premier prototype de cathéter actif présentant un diamètre et un rayon de courbure (respectivement 1,2mm et 9,0mm) compatibles avec ce genre d'application.

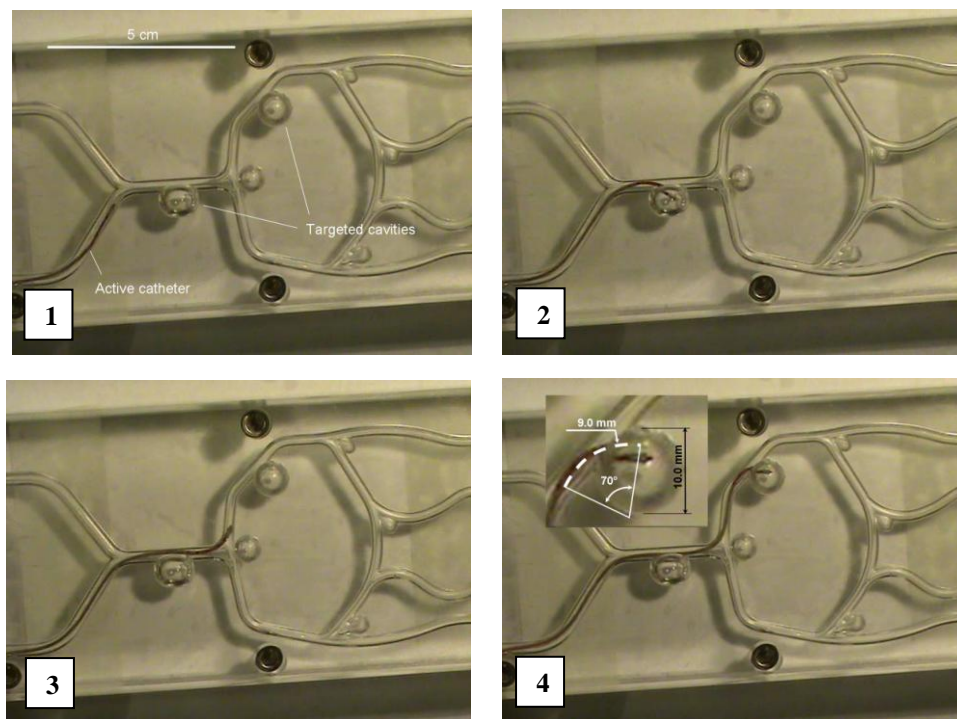


Figure 81: Exercice de positionnement d'un micro-cathéter actif dans un fantôme 2D.

3. Conclusion du chapitre.

Dans ce chapitre on a traité des possibilités de motorisation intégrée des instruments fins de CMIR par la voie des AMF. Des contraintes fortes de miniaturisation et de performance cinématique ont conduit à mettre en œuvre des approches rigoureuses du dimensionnement et de la validation expérimentale.

Le concept d'actionnement par fils AMF des structures flexibles type cathéter de neuro-radiologie est très ancien mais n'avait jamais jusqu'à présent permis de combiner des résultats satisfaisants à la fois en termes de diamètre, de courbure et de simplicité de réalisation. Ce thème du cathétérisme actif est porteur d'un grand nombre d'applications potentielles dans pratiquement toutes les spécialités médicales.

Le mode d'actionnement distribué par ressorts AMF plans est quant à lui beaucoup plus novateur. A la différence de la forme filaire des AMF, on peut, dans le cas des ressorts plans, atteindre des compromis beaucoup plus équilibrés entre course et force développées. Par exemple, le micro-translateur de la Figure 82 présente une course supérieure à 9% de sa longueur contre 4%, au grand maximum dans le cas de deux fils antagonistes. A ce titre, la méthodologie de dimensionnement mise en place dans ce chapitre pourra être très certainement exploitée à l'avenir.

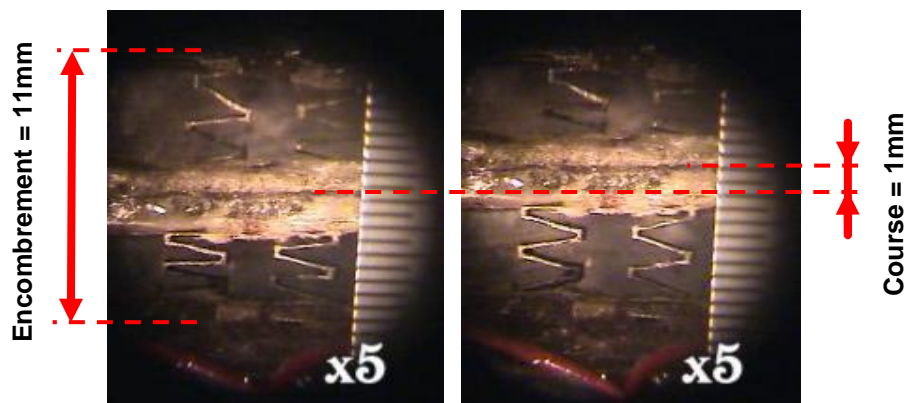


Figure 82: Micro-translateur à base de ressorts plans AMF.

Quoi qu'il en soit, la mise en œuvre efficace de ces différents modes d'actionnement suppose leur adossement à des moyens de localisation intra-corporelle adaptés. Dans le cas de systèmes en interaction multipoint avec l'organisme ou de systèmes à très haute mobilité, il semble nécessaire de compléter le simple retour visuel endoscopique ou scanner par des moyens supplémentaires de supervision. Ces moyens, destinés à la gestion des risques et au contrôle des gestes opératoires, peuvent prendre par exemple la forme d'une couche matérielle et informatique spécialement dédiée à la perception locale de l'environnement. Cette question est l'objet central du chapitre suivant.

Chapitre V : Moyens de contrôle et de supervision pour instruments dextres de chirurgie

Les systèmes robotisés de chirurgie sont conçus pour inclure presque systématiquement un opérateur dans leur boucle de commande. Seul le mode d'intervention de celui-ci (téléopération, co-manipulation...) et la nature du feedback (image vidéo, image X, effort...) varient d'un système à l'autre. Cette approche est majoritaire pour des raisons de sécurité et de réactivité face aux événements.

Moins systématiquement, un étage intermédiaire de commande référencée capteur ou basé sur des données pré-opératoires peut s'intercaler entre la commande bas-niveau et le rebouclage via l'opérateur (Figure 83). Il a pour but d'ajouter des fonctionnalités sur le mode semi-automatique comme par exemple : un contrôle en effort dans une direction particulière de l'espace de tâche [Zemiti et al. (2007)] [Dombre et al. (2003)] ou bien la création d'un guidage virtuel en co-manipulation parallèle [Abbott et al. (2003)].

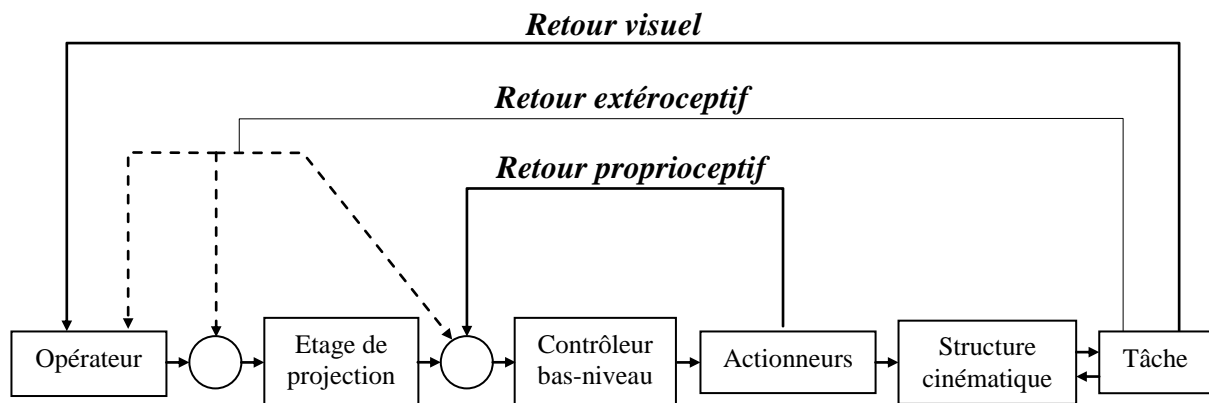


Figure 83: Trois niveaux possibles de retour sensoriel en chirurgie robotisée.

Cette commande sur trois niveaux s'avère particulièrement difficile à mettre en œuvre dans le contexte de l'instrumentation dextre de CMIR telle qu'abordée dans les chapitres précédents.

1. Au niveau de la boucle la plus externe, un retour visuel partiel ou de mauvaise qualité ralentit la progression de l'opération et peut poser des problèmes de sécurité. Citons l'exemple du champ de vision réduit des microscopes employés en chirurgie ORL (chapitre II). Dans un cas semblable, une approche possible est d'augmenter le retour d'information par un traitement d'image approprié (segmentation) ou par la fusion avec d'autres données capteur (retour tactile, haptique).

2. La boucle de commande articulaire des axes intra-corporels doit composer avec des difficultés liées à la production même des mouvements. On l'a déjà mentionné : la transmission depuis l'extérieur par câble ou tringle est entachée de frottements et de jeu. A l'inverse, l'emploi de micro-actionneurs déportés en prise directe, nécessite d'investiguer des modes non-conventionnels d'actionnement (par exemple AMF) qui s'accompagnent de problèmes de non-linéarité, d'hystérésis etc...
3. Au niveau intermédiaire, la bonne gestion des interactions du robot avec l'environnement intra-corporel est un facteur déterminant pour des questions de maîtrise des interactions fonctionnelles (découpe, piquage) et de risque de lésion (absence de sensation haptique en laparoscopie). A ce jour, l'utilisation de capteurs distaux intra-corporels permettant le contrôle de ces interactions est encore une question ouverte.

Dans ce chapitre, nous présentons différentes contributions à la résolution de ces 3 problèmes. Concernant l'asservissement bas-niveau, on présente un schéma de commande original pour l'exploitation des actionneurs AMF antagonistes en endoscopie active. En termes d'exploitation du retour visuel, nous proposons une commande référencée vision pour instrument dextre d'urologie. Enfin, sur la maîtrise des interactions intra-corporelles, deux dispositifs sensoriels à base de matériaux intelligents ont été conçus et testés.

1. Asservissement bas-niveau pour l'actionnement AMF des outils de CMIR

Cette partie est issue du chapitre IV de la thèse de Vincent De Sars (2000-2005, dir. Ph. Bidaud) [DeSars et al. (2010)].

Le contrôle en position ou en vitesse des instruments de CMIR actionnés par AMF réclame une approche particulière afin de tenir compte de leurs spécificités :

1. Dans le cas d'un montage en configuration antagoniste, les paires d'actionneurs AMF peuvent produire d'importants efforts internes (auto-équilibrés). Ceux-ci sont dangereux pour la structure et synonymes de gaspillage énergétique.
2. Le rendement énergétique des actionneurs à base d'AMF est fondamentalement très mauvais (moins de 20%). Il en résulte une déperdition énergétique plus importante qu'avec d'autres types d'actionneurs.
3. La plupart des gestes de chirurgie endoscopique et en particulier les mouvements de flexion distale commandés manuellement (endoscope béquillé) sont exécutés avec des vitesses de l'ordre de 90°/s. Cette valeur constitue une référence de vitesse a priori *non triviale* pour un dispositif à base d'AMF antagonistes.

Un choix approprié de schéma de commande est un bon moyen de parvenir à lever les difficultés ci-dessus lesquelles sont particulièrement handicapantes dans le cadre de la CMIR. De nombreux types de schémas de commande pour AMF ont été présentés dans la littérature. Pour simplifier, nous les avons classés en quatre catégories :

1°) Les solutions à base de contrôleurs linéaires [Reynaerts et al. (1999)] [Sreekumar et al. (2007)] qui sont simples de conception mais peu compatibles avec le caractère non-linéaire et hystérétique des AMF. Dans [Krupa (1999)], on montre en particulier les difficultés de réglage d'un correcteur PID appliqué aux AMF.

2°) Les schémas de commande basés sur une modélisation poussée du comportement des AMF [Benzaoui et al. (1997)]. Ceux-ci nécessitent une étape délicate d'identification hors-ligne des paramètres (coefficients de convection, les chaleurs spécifiques etc...).

3°) L'approche par modèle de Preisach qui permet de gérer efficacement l'aspect hystérétique du comportement des AMF en tenant compte de l'historique des consignes. Cette approche a été mise en œuvre avec succès [Krupa (1999)] [Gorbet and Russel (1995)] mais, de la même manière que précédemment, celle-ci est très sensible aux variations paramétriques du modèle et réclame une phase d'identification préliminaire conséquente.

4°) Les schémas de commande à structure variable de type contrôle « tout ou rien » [Grant (1999)] ou « mode glissant » [Ghosh-Roy et al. (1997)]. Ces solutions présentent une simplicité paramétrique manifeste ainsi qu'une robustesse générale, intéressante face aux incertitudes ou hypothèses simplificatrices dans les modèles.

Au cours des travaux de thèse de Vincent De Sars, nous avons notamment cherché à montrer le bien fondé des schémas à structures variables dans le cadre de la commande de différents endoscopes béquillés actionnés par fils AMF antagonistes.

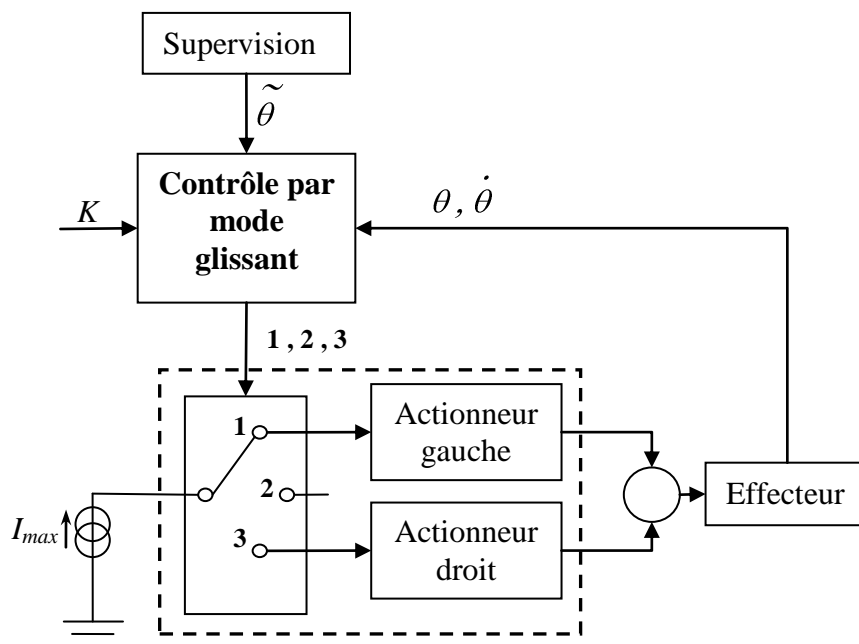


Figure 84: Schéma d'asservissement automatique en position.

Le schéma de la Figure 84, par exemple, est basé sur le principe du contrôle par mode glissant d'ordre 1. En fonction de l'état du système $(\theta, \dot{\theta})$, on active l'un, l'autre ou aucun des actionneurs AMF. La méthodologie de réglage que nous associons à ce schéma tient compte de l'ensemble des contraintes imparties à l'utilisation des AMF pour le micro-actionnement

en CMIR. C'est à notre connaissance une approche originale du problème. Nous en donnons quelques détails ci-après.

La Figure 85 représente la structure de base d'un actionnement par AMF antagonistes.

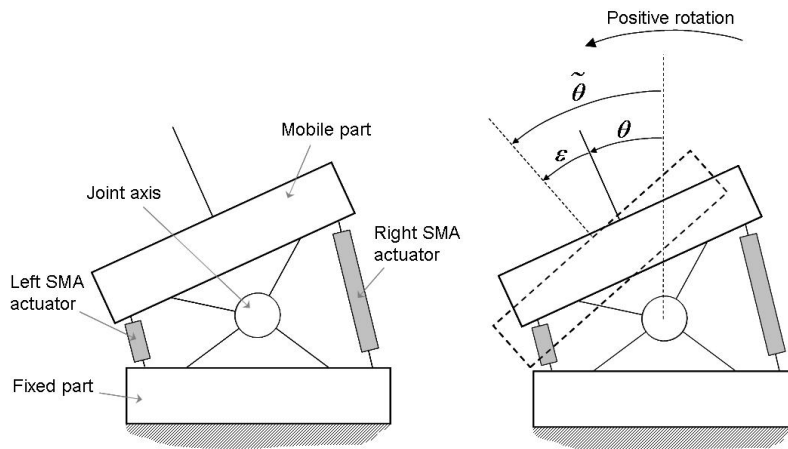


Figure 85: Modèle générique d'une structure actionnée par éléments AMF antagonistes.

On peut alors définir une droite de glissement dans le plan de phase $(\varepsilon, \dot{\varepsilon})$ où ε et $\dot{\varepsilon}$ représentent respectivement l'écart de position et l'écart de vitesse. Cette droite a pour équation :

$$S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) = 0 \text{ avec } S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) = \dot{\varepsilon} + K\varepsilon \text{ et } K \text{ réel strictement positif.}$$

Le but est de faire tendre en permanence la configuration $(\varepsilon, \dot{\varepsilon})$ du système vers cette droite de glissement afin de garantir la convergence vers zéro de l'erreur en position (Figure 86 à gauche). Idéalement :

$$S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) = \dot{\varepsilon} + K\varepsilon = 0, \forall t \Rightarrow \varepsilon(t) \propto e^{-Kt} \Rightarrow \varepsilon(t) \xrightarrow{t \rightarrow \infty} 0$$

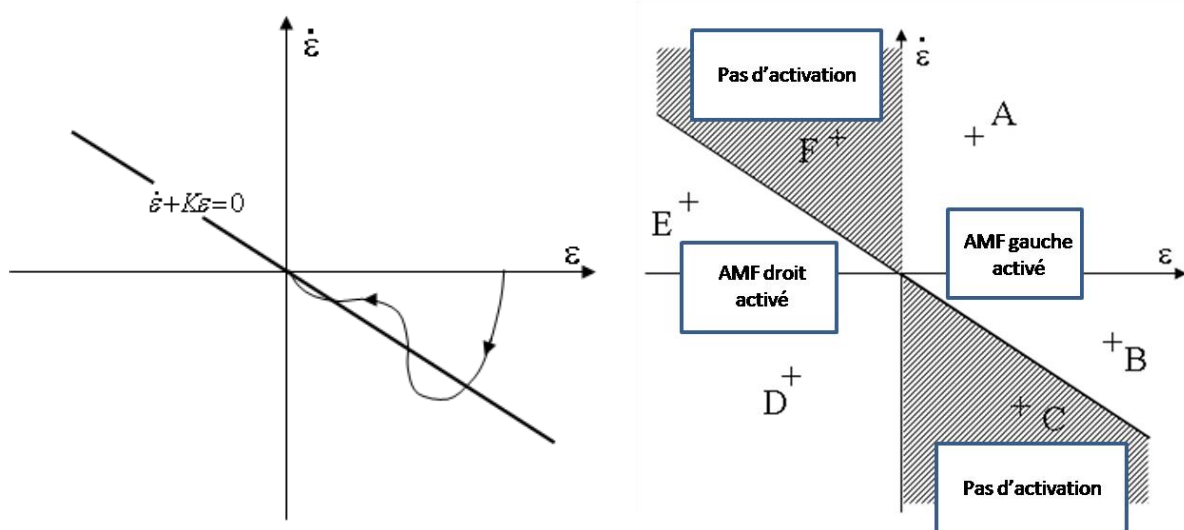


Figure 86: Principe du contrôle par mode glissant (gauche), partition du plan de phase (droite).

Pour faire converger le système vers cette droite de glissement, nous avons proposé un algorithme d'activation basé sur un partage du plan de phase en six zones dont deux zones passives (Figure 86 à droite). Au travers de cet algorithme, l'activation à bon escient de l'un ou de l'autre des éléments AMF garantit la convergence vers la droite de glissement lorsque le système se situe dans les zones A, B, D ou E. Par exemple, si à l'instant t_0 le système se trouve dans la zones A, l'AMF gauche est activé forçant (dans la mesure où la consigne angulaire $\tilde{\theta}$ varie lentement) $\ddot{\varepsilon} < 0$. De là, il existe un instant fini $t_1 > t_0$ à partir duquel :

$$\frac{d}{dt} S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) = \ddot{\varepsilon} + K\dot{\varepsilon} < 0 \text{ garantissant } S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) \rightarrow 0 \text{ puisque } S(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) > 0$$

Dans les zones C et F, aucun AMF n'est activé. Dans ce cas, le système est passif et tend à dissiper son énergie interne tout en se rapprochant de sa cible du fait que ε et $\dot{\varepsilon}$ sont de signes opposés.

Seuls deux paramètres nécessitent d'être fixés pour mettre en œuvre le schéma proposé :

1. **La puissance électrique minimale d'activation.** Celle-ci doit être suffisante pour garantir une transformation austénite complète du matériau en un temps fini et quelles que soient les conditions environnantes. Cette puissance de référence est déterminée hors-ligne.
2. **La pente de la droite de glissement.** Dans la suite, on présente une méthode expérimentale pour déterminer une valeur optimale du paramètre K en fonction des critères : vitesse de convergence, consommation d'énergie et préservation de la structure.

Pour ces tests, un potentiomètre et deux capteurs d'efforts ont été ajouté au dispositif de la Figure 58. L'énergie consommée est déduite d'une mesure des courants injectés et de la valeur moyenne des résistivités des fils AMF. Les essais ont consisté à asservir les déplacements du béquillage actif sur des consignes en double échelon variant de $\tilde{\theta} = \pm 15^\circ$ à $\tilde{\theta} = \pm 70^\circ$ et pour différentes valeurs de la pente K allant de $K = 0,8s^{-1}$ à $K = 100s^{-1}$.

Comme illustré sur la Figure 87, pour certaines valeurs intermédiaires comme $K = 4,0s^{-1}$, au contraire des valeurs faibles ($K = 0,8s^{-1}$) ou très élevées ($K = 100s^{-1}$), on note que la convergence est directe et la trajectoire dans le plan de phase est très proche de celle spécifiée par la droite de glissement.

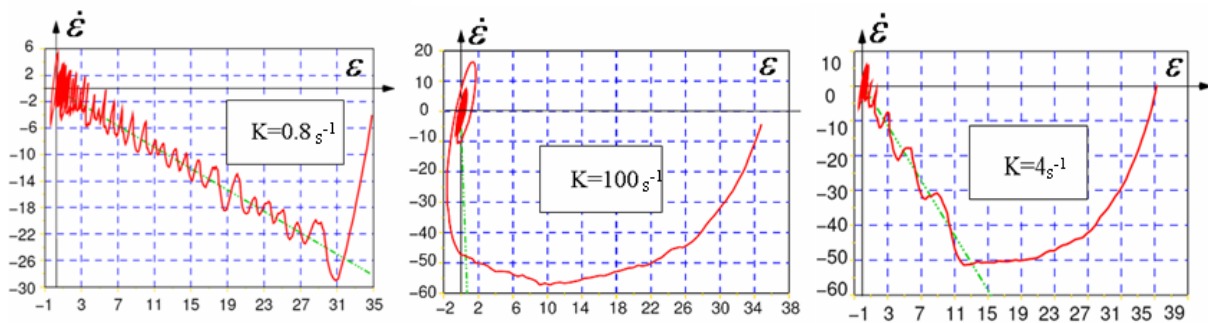


Figure 87: Trois allures de convergences suivent la valeur de K.

Les relevés présentés sur la Figure 88 ont permis d'explorer de manière *quantitative* l'influence du paramètre K sur le temps de réponse du système, sa consommation d'énergie et les efforts internes qu'il subit. Après analyse, la valeur $K = 5,0s^{-1}$ apparaît comme un réglage optimal de la pente de glissement dans le cas de notre système.

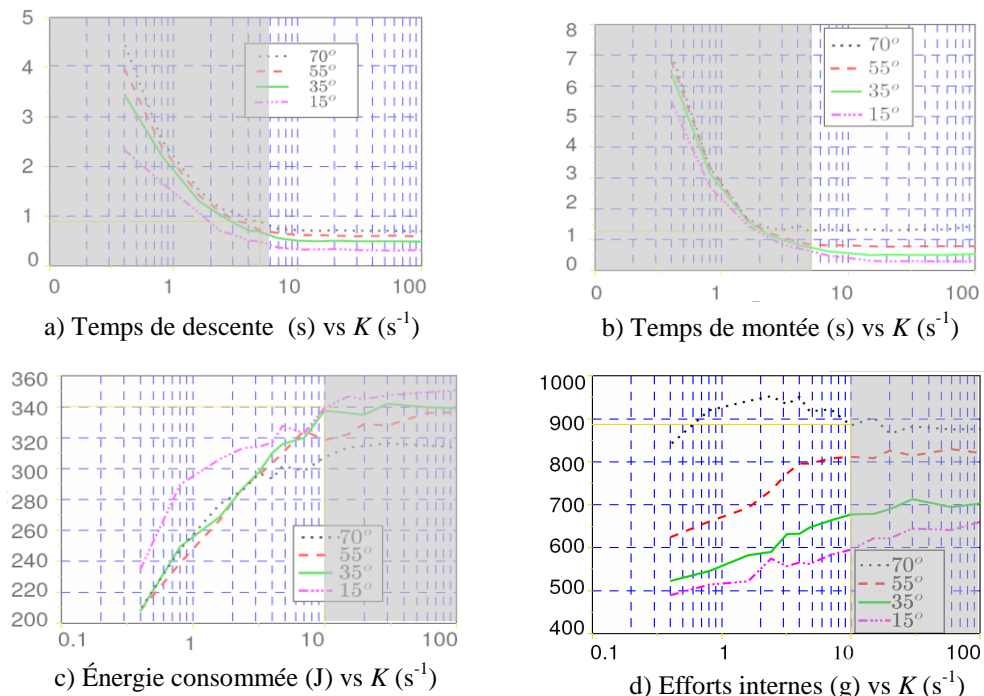


Figure 88: Influence quantitative du paramètre K .

Accessoirement, nous avons choisi d'étendre les zones passives comme indiqué sur la Figure 89. Le but est ici de minimiser le cycle limite très consommateur d'énergie qui apparaît systématiquement en fin de mouvement.

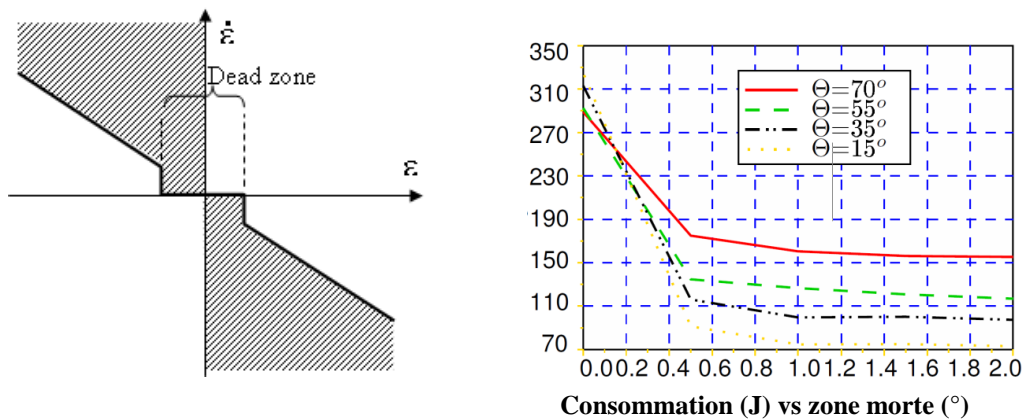


Figure 89: Définition et influence de la largeur de la zone morte.

Enfin, on s'est intéressé à la bande passante du système asservi (Figure 90). Pour un réglage optimal des paramètres (pente de glissement $K=5,0s^{-1}$ et zone morte de $0,5^\circ$), on relève une bande passante de $0,65Hz$ compatible avec le critère de rapidité évoqué plus haut.

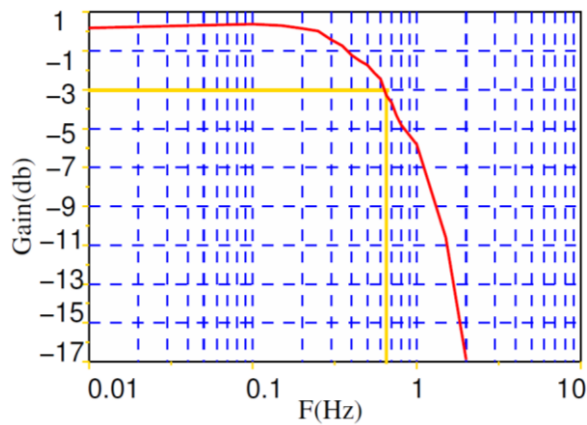


Figure 90: Bande passante du système asservi.

2. Méthode de segmentation pour la génération de trajectoire en uréthéroskopie active

Ce travail constitue la seconde partie du stage ingénieur de Benoît Rosa [Rosa et al. (2010a)] (2009, P. Mozer co-encadrant)

La consigne en entrée du schéma de commande précédent peut être par exemple le fruit d'une planification hors-ligne basée sur un modèle pré-opératoire de la tâche et de son environnement. Elle peut être également calculée en-ligne sur la base de données sensorielles traduisant l'état instantané de la scène et de l'interaction outil-environnement. Il peut s'agir dans ce cas d'automatiser certains gestes fonctionnels (incision, suture, cautérisation...) ou certains mouvements périodiques pour compenser des perturbations physiologiques naturelles (rythme cardiaque, respiration).

Cette idée est à la base des travaux que nous avons entrepris en urologie non-invasive robotisée. L'instrument présenté au chapitre IV est un uréthéroscope actif destiné à faciliter la destruction par tir laser des calculs rénaux. L'actionnement manuel par câbles permet de pointer sur la cible et l'actionnement par AMF est sensé réaliser le mouvement fin de balayage laser (Figure 91). Notons qu'actuellement ce balayage est produit manuellement et qu'il faut environ une heure pour vaporiser un calcul de 10mm sans l'éclater.

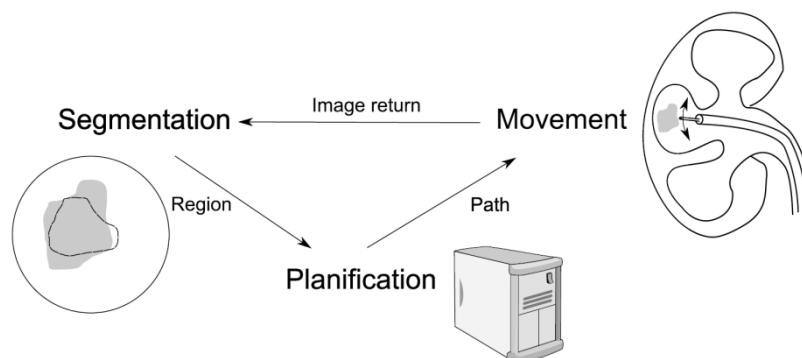


Figure 91: Système pour la planification des mouvements fins en uréthéroskopie active.

Dans cette optique, nous avons souhaité disposer d'un algorithme de segmentation travaillant sur les images renvoyées par l'uréthroscope lui-même et permettant à chaque instant de définir une zone « sûre » que le laser peut parcourir sans risquer de manquer le calcul.

La Figure 92 représente la vue d'un calcul rénal acquise par uréthroscopie. On conçoit que les difficultés inhérentes à l'extraction d'une zone de tir fiable dans une telle image soient nombreuses :

- la cible est mobile à l'image,
- des flux de liquide circulent en permanence,
- les calculs sont de différentes compositions chimiques leur conférant des textures très variables,
- la durée du traitement d'image ne doit représenter qu'une fraction de la période du tir laser (0,8Hz)

La segmentation d'images médicales est un domaine très actif. Cependant, la plupart des recherches se basent sur des images IRM [Vivier et al. (2008)] ou ultrasonores [Xie et al. (2005)]. Les travaux portant sur des images vidéos concernent essentiellement la détection d'instrument en laparoscopie [Voros et al. (2007)] ou l'analyse du mouvement physiologique [Richa et al. (2010)].

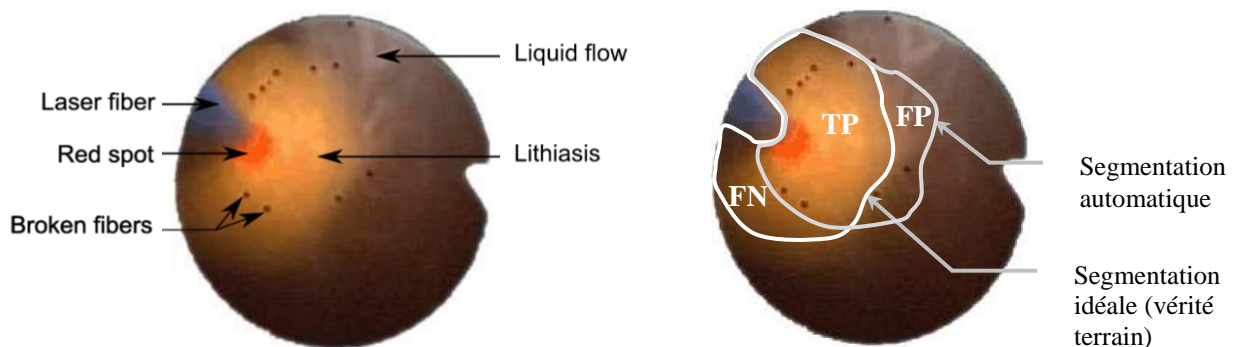


Figure 92: Exemple d'image uréthroscopique (gauche), comparaison segmentation manuelle/segmentation automatique (droite).

Au vue des contraintes listées plus haut, nous avons retenu la méthode de segmentation dite de « croissance de région » : partant d'un point de la zone recherchée, on inclut (individuellement ou collectivement) ses plus proches voisins s'ils satisfont à un critère de similarité choisi. On reboucle ensuite en appliquant le même algorithme aux nouveaux points jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de nouveaux entrants.

Cette approche est parmi les plus simples du domaine. Sa mise en œuvre n'est conditionnée qu'à la connaissance d'un point de départ de la zone recherchée (on utilisera dans le cas présent le spot lumineux émis par la fibre laser au repos que l'opérateur veillera à pointer sur le calcul). D'autres approches possibles [Pham et al. (2000)], plus performantes au demeurant mais moins robustes, ont été écartées du fait de l'aspect très non-structuré de la scène et de la variété des textures.

Paramétrage

Le paramétrage de notre algorithme s'est appuyé sur une vérité terrain tirées de 10 vidéos mettant en scène des calculs de composition et de taille très variées (Tableau 1). Plus de 900 images ont été segmentées à la main pour servir de référence (Figure 92 à droite).

Tableau 11: Contenu des vidéos exploitées pour la mise au point de l'algorithme.

| Video | Used images | Lithiasis size (mm) | Lithiasis composition |
|-------|-------------|---------------------|-----------------------------|
| 1 | 353 | 18 | struvite |
| 2 | 248 | 13 | calcium oxalate dihydrate |
| 3 | 59 | 18 | calcium oxalate dihydrate |
| 4 | 10 | 12 | struvite |
| 5 | 12 | 15 | calcium oxalate monohydrate |
| 6 | 11 | 12 | calcium oxalate dihydrate |
| 7 | 55 | 11 | carbonate apatite |
| 8 | 78 | 15 | struvite |
| 9 | 17 | 9 | calcium oxalate monohydrate |
| 10 | 53 | 15 | calcium oxalate monohydrate |

Pour évaluer notre algorithme, nous avons utilisé les trois critères suivants :

- Le F-score [VanRijsbergen (1979)] qui est un bon indicateur de la ressemblance globale vérité terrain / résultat de la segmentation :

$$F = 2 \frac{TP^2}{2TP^2 + (FP + FN)}$$

- La compacité relative [Claridge et al. (1992)] qui qualifie la sensibilité de l'algorithme à la texture :

$$Rc = \left(\frac{\text{périmètre } (TP \cup FN)}{\text{périmètre } (TP \cup FP)} \right)^2 \left(\frac{\text{aire } (TP \cup FP)}{\text{aire } (TP \cup FN)} \right)$$

- La mesure de Yasnoff [Yasnoff et al. (1977)] qui évalue l'erreur de segmentation en distance et non en nombre de pixels (d_i représente la distance du $i^{\text{ème}}$ pixel de la zone FP à son plus proche voisin de la vérité terrain) :

$$\varepsilon \propto \sqrt{\sum_{TP \cup FP} d_i^2}$$

Au final, l'étude menée sur la base de ces indicateurs a conduit à retenir le paramétrage suivant pour notre algorithme :

- Un critère de similarité chromatographique dans l'espace RGB :

$$C_{RGB} = \sqrt{\frac{1}{4} (R_{\text{fenêtre}} - R_{\text{région}})^2 + (G_{\text{fenêtre}} - G_{\text{région}})^2 + (B_{\text{fenêtre}} - B_{\text{région}})^2}$$

Celui-ci a été préféré au regard des résultats en termes de F-Score reportés sur la Figure 93.

- Une fenêtre de balayage fixée à 9 pixels x 9 pixels. La compacité relative associée à cette dimension de fenêtre est toujours la plus proche de 1, quelque soit le seuil d'admissibilité (Figure 94).
- Un seuil d'admissibilité compris entre 80 et 90 au regard des mesures de Yasnoff du Tableau 12 et des valeurs de F-score de la Figure 93.

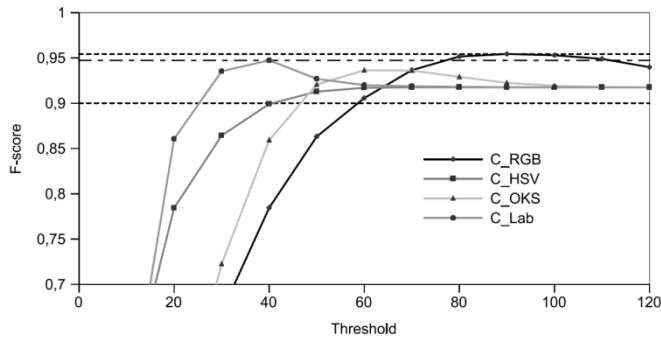


Figure 93: Valeurs du F-score pour différents critères d'admissibilité.

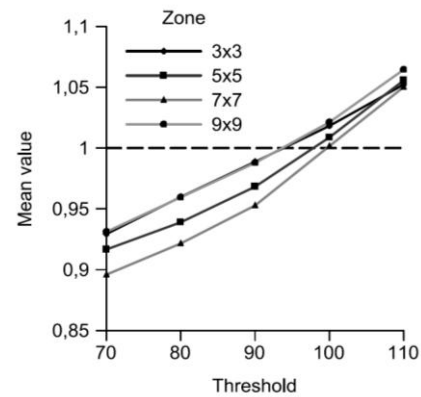


Figure 94: Compacité relative moyenne vs dimensions de la fenêtre de balayage

Tableau 12: Evolution de la mesure de Yasnoff en fonction du seuil d'admissibilité.

| Thresh. | ϵ | | |
|------------|------------|----------|------------|
| | mean | std. dev | 9th decile |
| 80 | 4.606 | 4.353 | 10 |
| 90 | 5.983 | 4.803 | 13 |
| 100 | 7.847 | 5.295 | 16 |
| 110 | 9.593 | 5.700 | 18 |

Résultats

Les résultats obtenus (Figure 95) indiquent un niveau de performance tout à fait acceptable pour notre application. En termes de précision, la quantité de pixels *FP* (d'où peut provenir le risque de tir laser aberrant) est généralement très limitée. L'algorithme apparaît également robuste face à la diversité des textures de lithiase. Enfin, sa rapidité est suffisante avec un temps de calcul maximum de 62ms par image (15Hz).

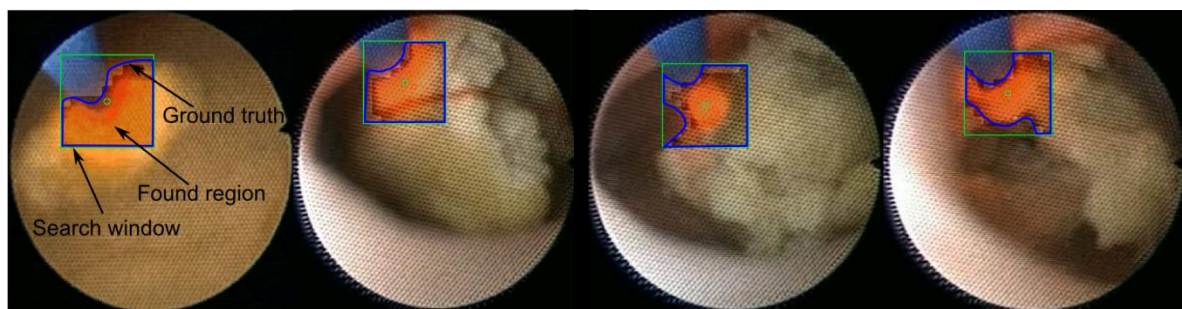


Figure 95: Exemples de segmentations sur différents types de lithiases.

L'intégration de cet algorithme de segmentation et de l'uréthroscope actif du chapitre IV dans un système complet de balayage automatisé est l'étape suivante du travail. Actuellement, un stagiaire ingénieur est en charge de réaliser le couplage entre les différentes parties de ce système.

3. Capteurs distaux pour la mesure des interactions outil-organe

Les réalisations suivantes sont issues du stage ingénieur de Jérémy Maudier et du stage de master 2^{ème} année de Benjamin Kerting ainsi que d'une collaboration avec la société Robosoft dans le cadre du projet ISAMCO(projet Européen Strep 2002).

Aux besoins évoqués en termes de contrôle des mouvements intra-corporels, s'ajoute un besoin fort en matière d'asservissement des interactions physiques outil-organe. C'est typiquement le cas des tâches de navigation endoluminales ou intra-tissulaires où l'instrument (fibroscope ou sonde) est en contact multipoint avec certaines parois fragiles de l'organisme. C'est également le cas lorsque la tâche consiste à créer une interaction avec l'organisme (application, traction sur un organe, perçage ou piquage...). Une approche possible est d'augmenter le schéma de la Figure 84 par l'ajout d'une boucle externe en effort. La consigne en position est alors complétée par un terme reflétant l'erreur en effort. Si ce terme est issu d'un correcteur intégral, on est dans le cas d'une approche par accommodation.

Une des difficultés majeures pour la mise en œuvre pratique de ce genre d'approche en CMIR est de disposer d'un moyen de mesure fiable des interactions intracorporelles distales.

Ce problème est soulevé par exemple dans [Zemiti et al. (2007)] ou [Berkelman et al. (2003)] où l'on propose d'utiliser un capteur d'effort *extracorporel* pour mesurer les efforts distaux *intracorporels*. Mais cette approche semble difficile à mettre en œuvre dans le cas d'un outil dextre à haute mobilité ou monté sur un support non-rigide (fibroscopie). Certains auteurs ont donc exploité la voie du capteur distal intracorporel, le placement au plus près de l'effecteur permettant en principe d'obtenir une mesure précise et fiable des interactions outil-organe. Dans [Seibold et al. (2008)], le capteur employé est une plateforme de Stewart équipée de jauge d'extensométrie mais celle-ci est de constitution complexe et peu miniaturisable. Dans [Peirs et al. (2004)], un capteur optique de 5mm de diamètre spécialement dédié à la CMIR doit faire face, quant à lui, à d'importants problèmes de précision au niveau de son corps d'épreuve.

D'une manière générale, l'intégration d'un équipement sensoriel distal doit faire face à des contraintes fortes en fonction du type d'application visé :

1°) Miniaturisation : elle est nécessaire au regard du besoin croissant en termes de réduction dimensionnelle des voies d'abord (ex : trocart « single port ») et pour la prise en compte d'applications micro-chirurgicale (chirurgie ORL, neuro-chirurgie, neuroradiologie ...).

2°) Recherche de sensibilité : la sécurisation du geste endochirurgical peut nécessiter la détection de très faibles efforts ou pression. Par exemple, on note qu'une pression de quelques dizaines de kPa peut suffire à provoquer la perforation des intestins.

3°) Simplification matérielle : elle est requise dans le contexte d'instruments à usage unique et/ou dans le but de pouvoir distribuer la mesure des interactions en plusieurs points de l'instrument.

Ces contraintes obligent à rompre avec les technologies classiques de la mesure d'effort en robotique. Pour notre part, nous avons privilégié l'approche « bottom-top » en cherchant à exploiter des types nouveaux de transducteurs et en spécialisant le cadre applicatif de nos dispositifs.

Capteur à base de polymère carboné

Nous avons développé une solution simple et peu onéreuse pour l'intégration de capteurs d'effort distaux sur des endoscopes actifs comme celui décrit au chapitre III (diamètre compris entre 5 et 10mm). Ce type de capteur permet soit la détection et l'évitement des contacts imprévus soit le contrôle en effort de ces contacts lorsqu'on a besoin de réguler la pression outil-organe. Sa constitution est décrite sur la Figure 96. Quatre lames sensibles sont réparties à la périphérie de la tête de l'endoscope pour couvrir au mieux les possibilités d'interaction radiale. Chaque lame incorpore un transducteur de type polymère carboné [Gentile (1992)].

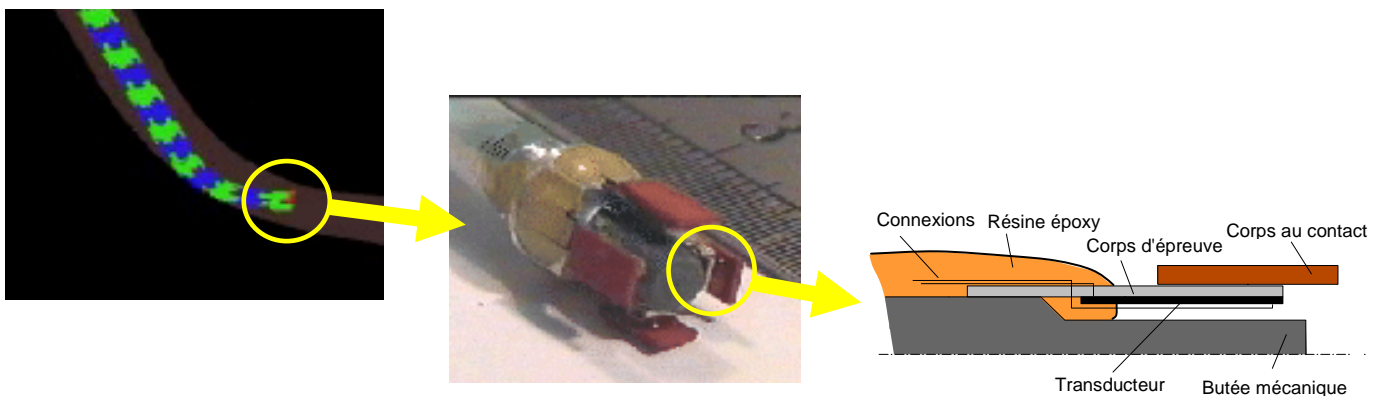


Figure 96: Détails du capteur.

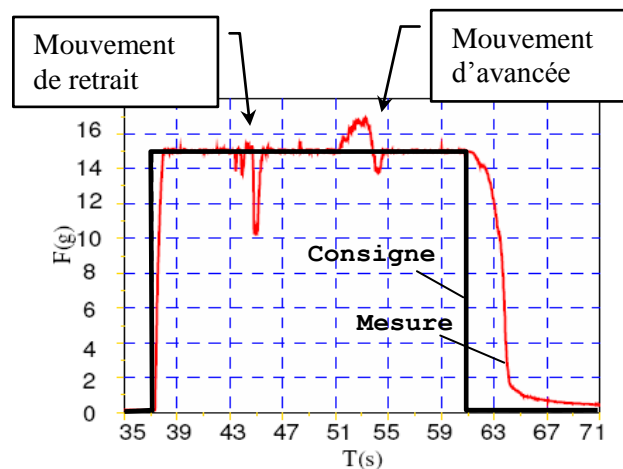
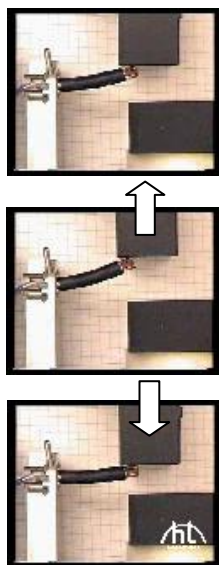


Figure 97: Test de contrôle en effort sur environnement mobile.

Ce prototype a été mis en œuvre à l'extrémité d'un béquillage d'endoscope à 2 degrés de liberté de diamètre 8mm et actionné par fils AMF. Des tests d'asservissement en effort sur environnement mobile ont été pratiqués. Le relevé de la Figure 97 indique l'effort produit pour une consigne de 15g vers la gauche. Comme on peut le voir, les mouvements de l'environnement sont compensés avec une bonne réactivité.

Capteur à base de polymère électro-actif

Dans le cadre du projet Européen Isamco, nous avons construit un capteur distal sur le même modèle que précédemment mais en employant des lames en polymère électro-actif IPMC (Ionic Polymer Metal Composit) comme matériau transducteur [Bar-Cohen (2002)] [Jain et al. (2009)].

Le dispositif réalisé est tout à fait similaire au précédent dans sa constitution. Les lames sont du Nafion® de 0,2mm d'épaisseur recouvert de platine. Notons que la découpe de ce matériau est plus difficile que celle du polymère carboné. Le capteur réalisé a été monté à l'extrémité d'un endoscope et validé en tant que détecteur de contact (Figure 98).



Figure 98: Capteur de contact à base de lames IPMC.

Les IPMC sont des polymères intelligents principalement de forme lamellaire pouvant servir d'actionneurs ou de capteurs de flexion. Un dépôt métallique (quelques microns d'or ou de platine) en surface crée les électrodes du dispositif. Le substrat polymère est en général du Nafion®. En outre, ils sont légers, admettent de larges déformations et peuvent travailler en milieu aqueux. Ils restent cependant des produits de laboratoire. Un des objectifs du projet Isamco était précisément de motiver la mise au point de procédés de réalisation à l'échelle industrielle.

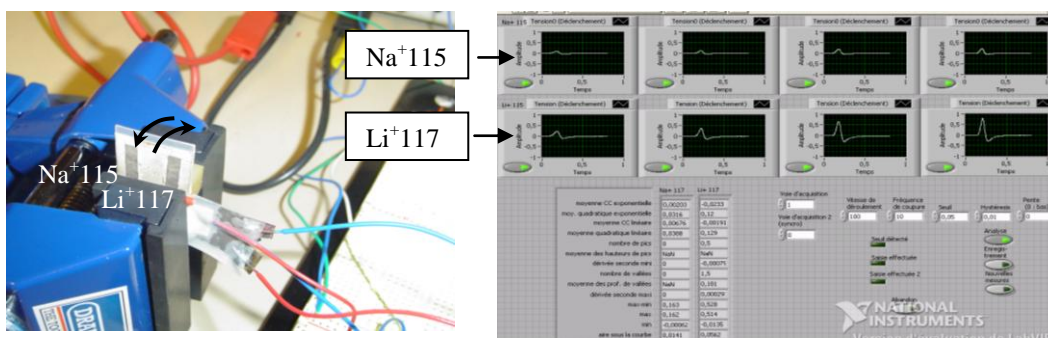


Figure 99: Réponse des IPMC Na+115 et Li+117 dans le cas d'une sollicitation alternative en flexion.

Nous avons évalué les qualités respectives, en tant que matériau transducteur, de différentes membranes IPMC. Le banc de test de la Figure 99 permet de relever, à déformation égale, les signaux retournés par deux échantillons d'IPMC distincts. Les tests ont permis d'établir un classement en termes de rapport signal / déformation entre des échantillons de compositions différentes et/ou issus de procédé de fabrication différents.

Palpeur IPMC pour la neuro-navigation

Dans le prolongement de ces travaux, nous avons voulu évaluer les possibilités d'application des IPMC au contexte de la neuro-navigation. Nous avons cherché à exploiter la grande souplesse des lames de Nafion[®] pour en faire des palpeurs distaux, utiles en phase d'insertion sous X.

Dans le cas de sondes de chirurgie cérébrale profonde par exemple, il est admis que la grande variabilité des zones traversées (voir Figure 100) est une source d'information précieuse pour l'aide à la localisation. Le chirurgien ne disposant pas de retour haptique dans le cadre des procédures stéréotaxiques automatisées, l'idée était donc de développer un système tactile de substitution, intégrable à l'extrémité de ces sondes et aidant à la localisation par analyse de l'impédance mécanique environnante.

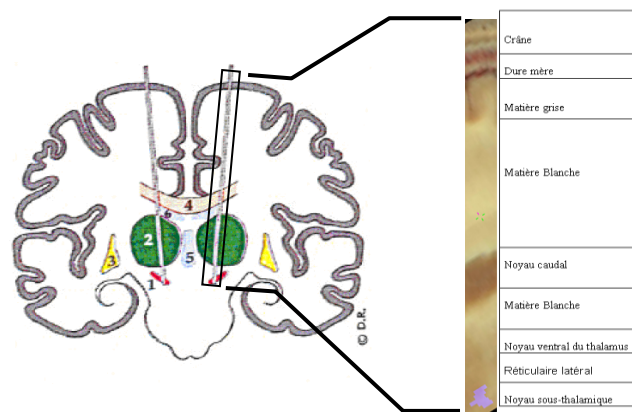


Figure 100: Trajet des sondes de stimulation cérébrale profonde jusqu'au noyau sous-thalamique pour le traitement de la maladie de Parkinson (source : Medtronic).

Le palpeur développé est représenté sur la Figure 101. Son principe de déploiement est simple et peut être facilement motorisé. Les 4 lames IPMC périphériques peuvent être au besoin recouvertes d'un film isolant (Silibione[®]).

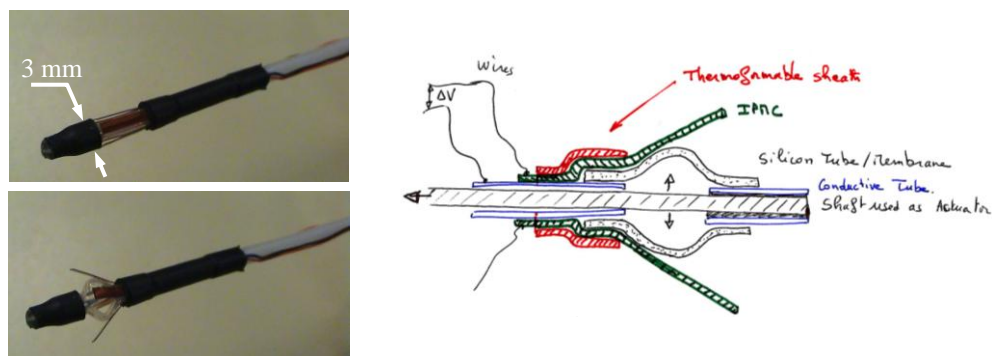


Figure 101: Palpeur pour la localisation en phase d'insertion.

Sur la Figure 102, on a relevé les signaux transmis lorsque le palpeur est au contact de 3 environnements de compliances différentes. Avec une très bonne répétitivité, on note que les milieux peuvent être clairement distingués au regard de leur signature à la palpation. On utilise pour cela par exemple le calcul simple de la Figure 103.

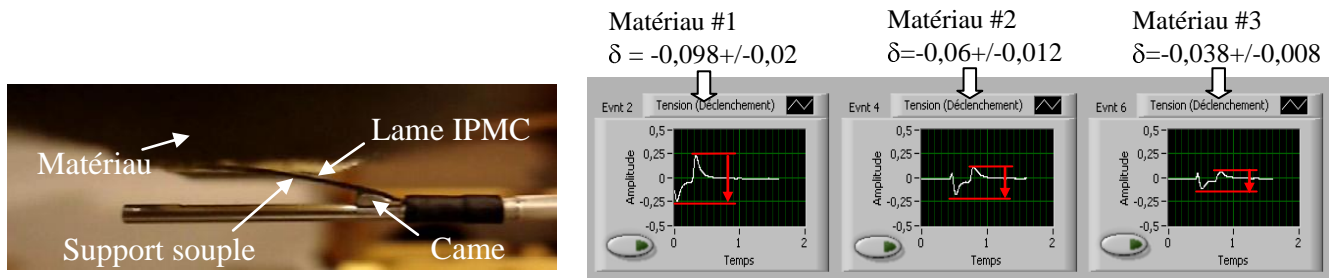


Figure 102: Mesures sur environnement artificiel.

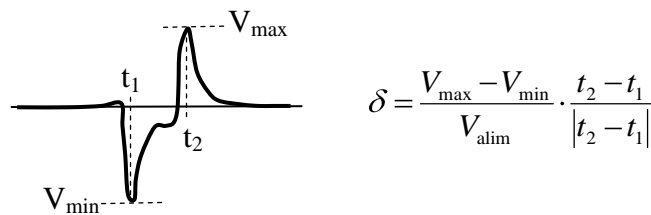
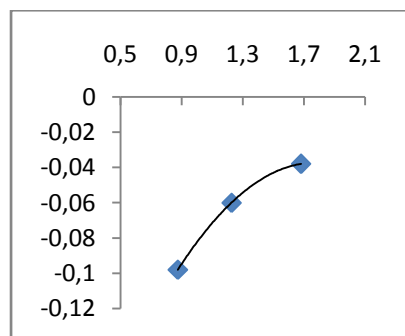
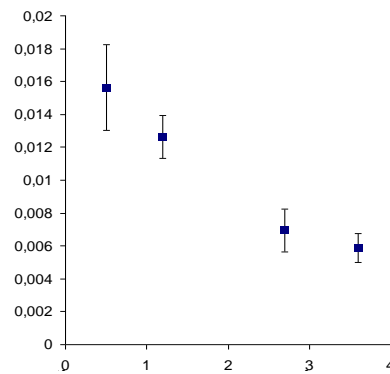


Figure 103: Calcul de la signature.



Signature δ vs compliançe de l'environnement (kPa^{-1})



Signature δ vs distance à l'environnement (mm)

Figure 104: Interprétation de la signature du palpeur à lame IPMC.



Figure 105: Exemple de difficulté à évaluer la distance à l'environnement en endoscopie 2D (image Ph. Decq CHU Mondor).

On a montré également que la signature renvoyée est un bon indicateur (pour un milieu environnant donné) de la distance au contact (Figure 104). Une membrane IPMC peut donc être utilisée en tant que proximètre. On pense ici en particulier aux applications de neuro-chirurgie endoscopique sans retour visuel bi-dimensionnel où l'estimation de la distance instantanée outil-organe est primordiale (Figure 105).

4. Capteur tactile pour endoscope en interaction multi-point.

Ce travail reflète le contenu du stage post-doctoral de Tatiana Gagarina [Szewczyk et al. (2005)] effectué en 2004 ainsi que le chapitre V de la thèse de Vincent DeSars (2000-2005, dir. Ph. Bidaud).

La fonctionnalité principale des robots « snake-like » de CMIR (comme celui décrit au chapitre IV) est de minimiser, pour des raisons de sécurité, les interactions avec l'environnement lors d'une progression endoluminale ou gastrointestinale. Or, à partir d'un certain nombre de mobilités internes, la coordination des mouvements d'avance et d'évitement ne peut pas être assurée par l'opérateur seul. Elle doit s'appuyer sur un réseau tactile distribué [Lumelsky et al. (2001)] permettant de gérer automatiquement au travers d'un algorithme approprié les mobilités internes de l'endoscope. L'opérateur se contente alors de spécifier la trajectoire du module de tête.

Cette approche suppose l'existence d'un réseau tactile fournissant en temps réel des informations sur l'état de l'interaction répartie instrument – environnement. Afin de montrer la faisabilité d'un tel équipement sensoriel, nous avons développé un micro-capteur tactile compatible avec les contraintes de la CMIR.

Bref état de l'art

Les phénomènes physiques les plus couramment exploités pour la conception de micro-capteurs tactiles dans le cadre d'applications bio-médicales sont les transducteurs de type piézoélectrique [Dargahi (2000)] [Kwon, Arai, Fukuda, Itwagawa and Thukahara (2001)], piézorésistif [Tanimoto et al. (1998)] [Wang and Beebe (2000)] , et capacitif [Gray (1996)] [Renard et al. (2001)]. Les solutions piézorésistives sont simples à mettre en oeuvre et ne nécessitent qu'un traitement électronique minimal. L'effet piézorésistif du polysilicium en particulier, est couramment employé car ce matériau présente de nombreux avantages :

- Il est compatible avec les technologies CMOS et permet d'intégrer dans le même circuit le transducteur et son électronique de traitement associée.
- Ces technologies étant parfaitement maîtrisées, il est possible de fabriquer en masse des capteurs de petites dimensions.
- Ce matériau est biocompatible.

Takizawa [Takizawa et al. (1999)] est le seul auteur à notre connaissance à avoir appliqué de manière réaliste cette technologie au domaine de l'endoscopie active. Il est parvenu à intégrer à l'extrémité d'un cathéter de 2,2mm de diamètre, un réseau de trois capteurs tactiles

piezorésistifs comme montré sur la Figure 106. Ce réseau est réalisé d'un seul tenant par un procédé d'attaque électrochimique dans un substrat CMOS intégrant une couche flexible de polyimide (technologie MIF). Les éléments sensibles piezorésistifs sont des rectangles de $500\mu\text{m}$ par $1600\mu\text{m}$. Ils transmettent un signal indépendamment de la direction d'application du contact. Leur sensibilité est de 15g pour une dynamique allant jusqu'à 80g d'effort normal.

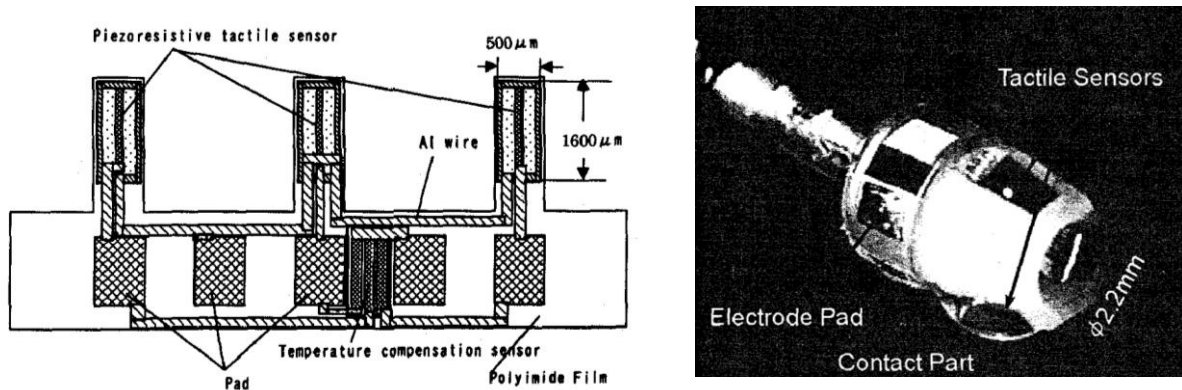


Figure 106: Réseau tactile de Takizawa.

Objectif

Pour notre part, nous avons cherché à montrer la faisabilité d'un capteur de même principe mais de dimensions plus réduites et ce, dans la perspective d'une intégration en réseau dense. Considérant d'autre part que les forces de frottement ne sont pas les composantes dangereuses de l'interaction instrument-organe, nous avons souhaité mettre au point un capteur ne mesurant que les efforts de contact normaux. Enfin, nous avons placé la barre plus haut en termes de sensibilité en visant une pression de déclenchement voisine de la dizaine de kPa (conformément aux observations mentionnées plus haut) contre une sensibilité 20 fois supérieure pour le capteur de Tazikawa.

Dimensionnement du capteur

La structure de base que nous avons choisie est celle d'une croix suspendue intégrant dans chacune de ses branches un transducteur piezorésistif (Figure 107). Pour détecter les contacts, une protubérance (palpeur) est déposée au centre de la croix. Cette structure en croix est naturellement peu sensible aux efforts tangentiels

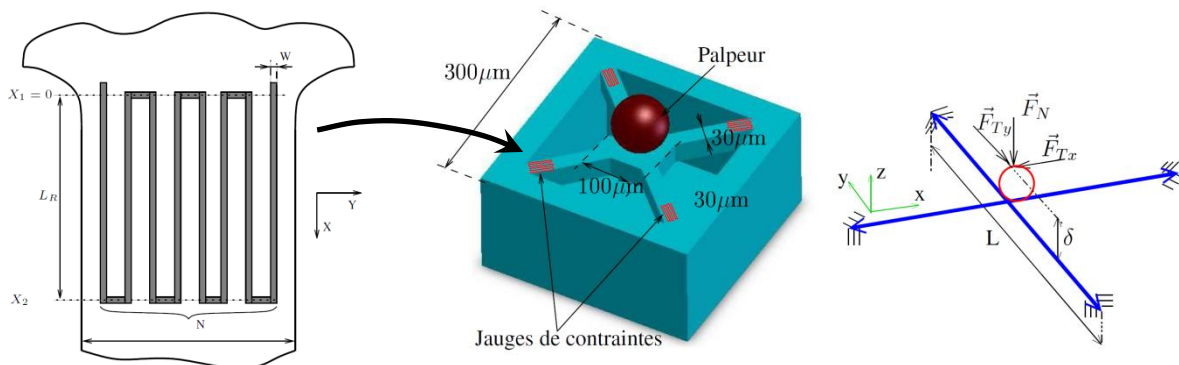


Figure 107: Principe et modèle de la structure en croix suspendue.

Afin d'établir la fonction de transfert du capteur, nous avons modélisé les poutres de la croix sous forme d'éléments homogènes équivalents comme illustré sur la Figure 108. La couche contenant le serpentin piezoélectrique (couche numéro 2) est homogénéisée en tenant compte de la géométrie de l'élément sensible.

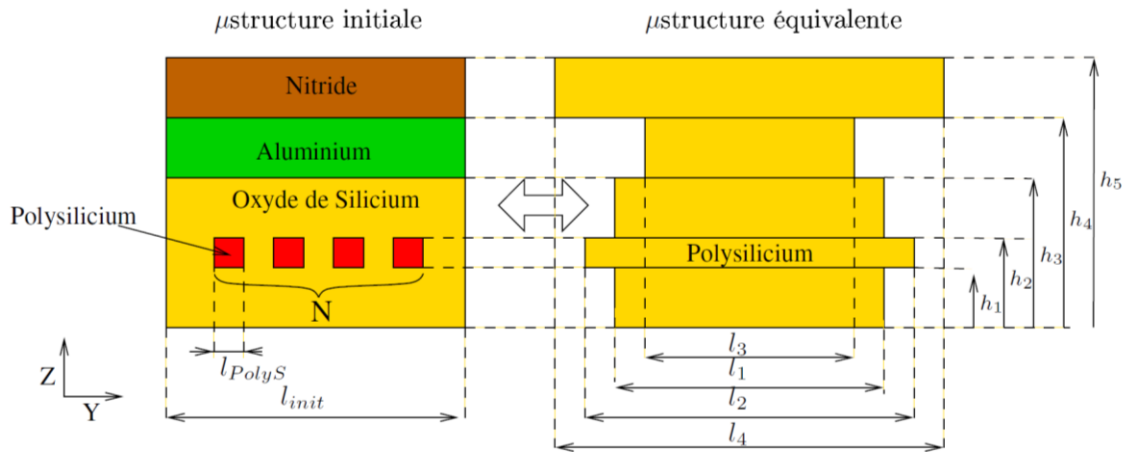


Figure 108: Détermination de la poutre homogène équivalente.

Le comportement de la structure en croix a été ensuite appréhendé par les lois classiques de la RDM et un modèle de piezorésistivité tiré de [French and Evan (1989)]. On a déterminé notamment les expressions de la sensibilité du capteur :

$$S = \frac{\Delta R/R}{F_N} = \frac{G_x}{16E_{ref}I_{ref}} \left(\frac{h_2 + h_1}{2} - \bar{z} \right) (L - 2L_R)$$

et de l'effort maximal admissible :

$$F_{N\max} = \frac{16I_{ref}E_{ref}}{LH_{sup} - \bar{z}} \left(\frac{\sigma_{lim}}{E} \right)_{\min}$$

avec :

- G_x : Facteur de jauge longitudinal
- E_{ref} : Module d'Young du matériau de référence
- I_{ref} : Moment d'inertie de la poutre équivalente
- \bar{z} : Altitude de la couche neutre
- $(\sigma_{lim}/E)_{\min}$: Rapport contrainte admissible sur module d'Young dans le matériau de plus fragile (oxyde de silicium)

Les expressions ci-dessus ont permis de dimensionner la structure en croix de façon notamment à disposer d'une sensibilité conforme au cahier des charges.

Réalisation et tests

La technologie retenue pour réaliser le transducteur et l'électronique embarquée est une technologie compatible CMOS à trois niveaux métalliques [Parrin (2002)]. Elle permet en outre la réalisation par gravure post-process au THMAH de micro-structures suspendues. La Figure 109 représente la structure que nous avons fait réaliser au laboratoire TIMA de Grenoble. Les éléments sensibles sont des carrés de 300µm de côté.

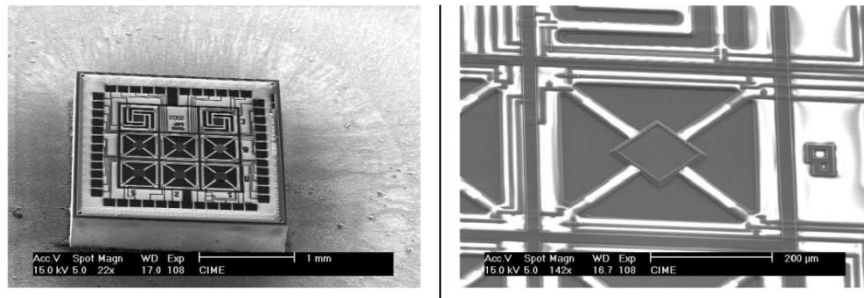


Figure 109: Prototypage de capteur tactile en matrice.

Les palpeurs centraux sont constitués de bille d'or de 100µm de diamètre. Les capteurs ont été caractérisés à l'aide d'un micro-préhenseur asservi en effort utilisé habituellement pour la manipulation de cellules [Haliyo et al. (2003)] (Figure 110).

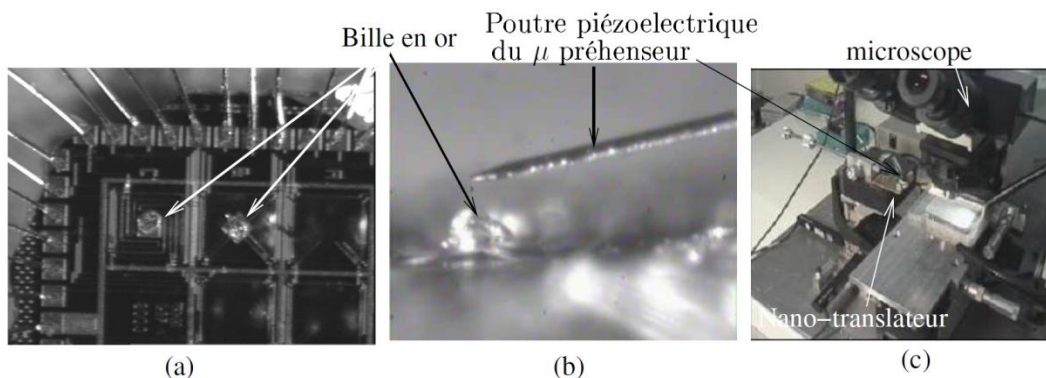


Figure 110: Localisation des palpeurs (a), Poutre du micro-préhenseur (b), Banc de test (c).

La relation entre l'effort appliqué et la tension de sortie du capteur est illustrée sur laFigure 111. On note la bonne linéarité de la conversion ainsi qu'un seuil de détection de 70 µN correspondant (compte-tenu de la surface du palpeur) à une sensibilité de l'ordre de la dizaine de kPa comme souhaité.

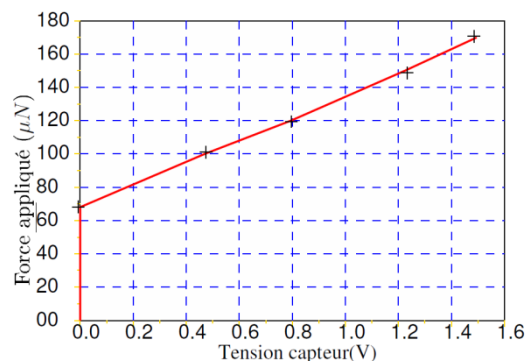


Figure 111: Caractéristique force – tension du capteur.

5. Conclusion du chapitre

La robotisation des instruments de CMIR s'accompagne d'un besoin important en contrôle-commande et en équipement sensoriel distal. Notre contribution sur ce point comprend plusieurs lots, tous potentiellement utiles à la mise en œuvre des systèmes dextres des chapitres précédents.

Nous avons tout d'abord développé un schéma d'asservissement original pour actionneur à base d'éléments AMF antagonistes. Le paramétrage de celui-ci tient compte du faible rendement énergétique du matériau et des sollicitations internes à la structure. Il est actuellement à l'essai pour le contrôle en flexion de l'instrument co-manipulé présenté au chapitre II.

On a donné ensuite un exemple d'exploitation possible du retour visuel pour la génération automatique de trajectoire. Un algorithme robuste pour la détection à l'image des lithiases rénales a été programmé et testé. Il a pour but d'alimenter en consigne la commande référencée vision d'un urétroscope actif actionné par fils AMF. La Figure 112 illustre les premiers essais d'asservissement visuel sur cet instrument.

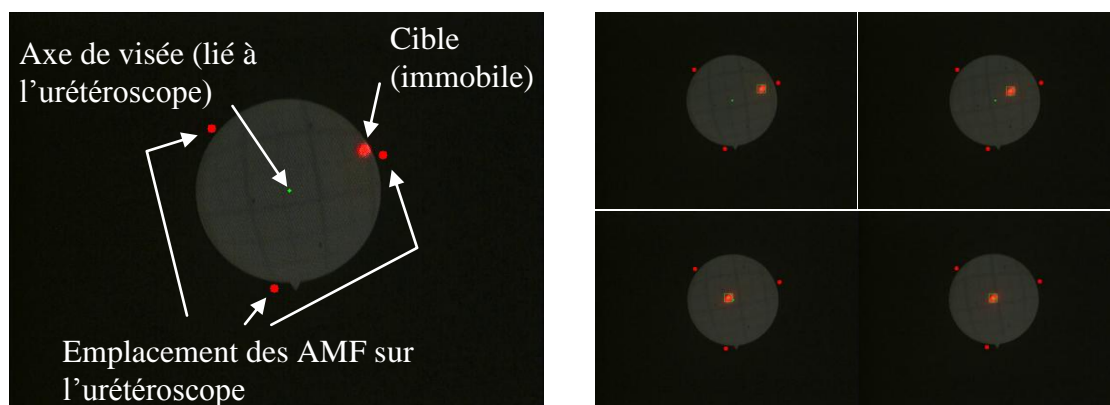


Figure 112: Premiers essais de CRV sur urétroscope actif.

Nous avons enfin développé et prototypé différents dispositifs sensoriels embarqués pour la maîtrise des interactions outil-organe. En particulier, un micro-capteur tactile a été conçu et partiellement validé. La mise en réseau de ce type d'équipement sensoriel pour le monitoring des pressions réparties en endoscopie active est en cours d'étude. Des travaux préliminaires ont permis d'évaluer en simulation la faisabilité d'un contrôleur multi-agent pour l'évitement des contacts risqués (Figure 113).

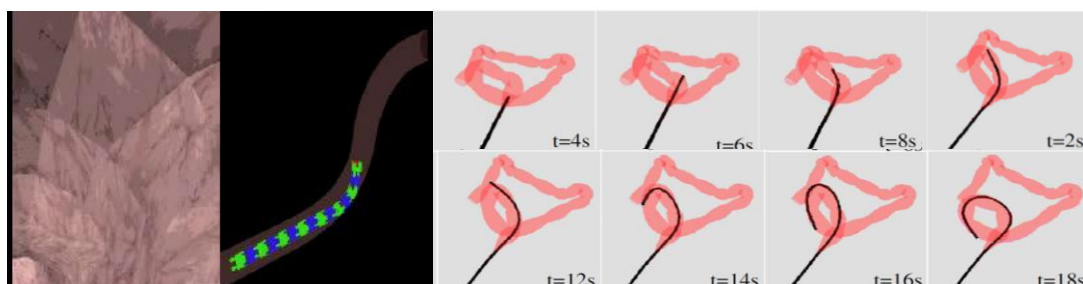


Figure 113: colonoscopie avec contrôle multi-agent des interactions (simulation : Ch. Khül)

Chapitre VI : Conclusion et perspectives

Comme expliqué en introduction, les besoins d'assistance robotisée en chirurgie sont importants. Ils découlent des inconvénients associés à la chirurgie mini-invasive : vision partielle, déficit de sensation, manque de dextérité. La demande tend à s'accroître avec la généralisation de cette pratique et l'apparition de modes opératoires toujours moins invasifs comme le passage ombilical unique.

Des robots interviennent aujourd'hui couramment dans les blocs, en premier lieu le robot DaVinci. Ce sont des systèmes hautement perfectionnés issus d'efforts importants de développement et exploitant des technologies de pointe. Paradoxalement, ces systèmes sont loin de combler les attentes vis-à-vis de la chirurgie robotisée. Les problèmes rencontrés sont : l'encombrement et la complexité de mise en œuvre, les coûts et, dans certains cas, la quasi absence de service médical rendu.

De ce constat découle la nécessité de poursuivre l'effort d'innovation et de perfectionnement en chirurgie mini-invasive assistée par ordinateur (CMIAO). Les thèmes de recherche associés sont très divers : développement de systèmes actifs de manipulation (instruments et porte-instruments), amélioration du confort visuel par la maîtrise des moyens endoscopiques ou la réalité augmentée, recherche de schémas automatiques pour l'extraction d'informations visuelles ou la réalisation de mouvements asservis (compensation physiologique) etc...

1. Résultats obtenus

Dans ce mémoire, nous avons décrit un travail effectué de 2001 à aujourd'hui sur le thème de la robotique chirurgicale. Il focalise essentiellement sur l'assistance mécatronique au geste de CMI en termes de bras-porteur, outil terminal et équipement sensori-moteur. Trois axes de recherche ont été privilégiés au cours de ces années : 1°) la conception optimale de robots porteurs extra-corporels, 2°) la réalisation d'instruments dextres avancés, 3°) la commande bas niveau de ces instruments.

En termes de systèmes porteurs extra-corporels (chapitre II), nous avons considéré deux applications très représentatives des contraintes sévères liées à la chirurgie mini-invasive :

- la robotisation d'une intervention micro-chirurgicale au niveau de l'oreille moyenne.

- La conception d'un instrument de laparoscopie combinant actionnement manuel et motorisation des mobilités terminales.

Dans chacun des cas, une méthode réfléchie de conception a été mise en œuvre pour parvenir à une solution répondant point par point aux spécifications opératoires et environnementales. Les dimensions du robot otologique ont été fixées par une exploration systématique de l'espace des possibilités. La topologie de l'instrument manuel de laparoscopie a quant à elle été choisie de manière précise suite à une campagne de simulation en environnement intra-corporel numérique.

Ces travaux se sont achevés par des réalisations de prototypes fonctionnels satisfaisant à la contrainte de faible encombrement grâce en particulier à un choix soigné pour la motorisation. Le prototype de robot otologique a en outre été testé sur rocher humain avec succès. L'instrument actif de laparoscopie est quant à lui actuellement en phase de validation expérimentale in-vivo.

Concernant les instruments intra-corporels commandables (chapitres III et IV), trois résultats importants sont à noter :

1. Un micro-actionneur à base de ressorts plans AMF pour endoscopes béquillés multi-ddl a été conçu et prototypé. Ses dimensions ont été optimisées par algorithme génétique et sur la base d'une modélisation par éléments finis. Cette preuve de concept ouvre la porte à de multiples exploitations possibles en CMIR aussi bien pour la motorisation d'axes rotatifs que pour la constitution de micro-translateurs.
2. Un effort significatif a été fourni en matière de modélisation du comportement des structures béquillées ou continues équipées d'actionneurs AMF. En particulier, un modèle d'interaction AMF-structure flexible en grande déviation a permis d'établir des règles de conception optimale pour le cathétérisme actif.
3. Des procédés d'intégration simple et fiables ont été validés pour différents échelles d'application. Des brevets ont été déposés ou sont en cours de dépôt. En outre, dans la gamme des instruments de diamètre millimétrique, notre approche a débouché sur un des meilleurs compromis performance / encombrement jamais atteint à notre connaissance.

Enfin, le chapitre V de ce mémoire a présenté un ensemble de résultats portant sur l'aide au contrôle des structures actives de CMIR.

Notre principale contribution en matière de schéma de commande pour l'actionnement à base d'AMF est un contrôleur par mode glissant mis en œuvre sur un endoscope béquillé actionné par fils NiTi. Ce schéma permet d'atteindre un compromis entre différents critères influents et tient compte en particulier de l'énergie consommée par le système.

Pour les applications de CMIR sans contact, la localisation par l'analyse d'images apparaît également comme une voie prometteuse. Nous nous sommes spécifiquement intéressés à la segmentation en ligne des lithiases rénales pour l'aide à leur destruction par tir laser.

Enfin, la détection et la quantification des contacts tissu-instrument en CMIR a motivé le développement de moyens sensoriels à base de matériaux intelligents : un micro-capteur

CMOS pour la détection distribuée du contact intra-corporel et un palpeur original à base de polymère électro-actif pour la localisation des sondes de stimulation cérébrale profonde.

2. Synthèse

Comme on peut le constater, les travaux de recherche rassemblés dans ce mémoire sont, dans une large mesure, guidés par l'application. Ils visent à répondre à des besoins précis émanant de nos partenaires hospitaliers dans des spécialités aussi différentes que la coelioscopie, la neuro-radiologie, l'urologie... Dans tous les cas, notre effort a porté sur la spécification de tâche, la levée de verrous technologiques et la mise au point de démonstrateurs. Toutes les thèses entreprises étaient à forte coloration expérimentale et axées sur l'intégration mécatronique.

Cependant, des résultats plus fondamentaux ont également été produits sous forme d'apports méthodologiques ou théoriques. Les approches proposées se rejoignent ici en ce qu'elles impliquent toutes une démarche de choix optimal basé sur l'évaluation numérique ou la modélisation mathématique. A titre d'exemple, nos travaux sur le cathétérisme actif s'appuient sur des données théoriques découlant de modèles originaux d'actionnement par AMF. De même, sur le plan de l'interaction homme-machine en CMIR, une approche véritablement amont a été initiée grâce à la continuité thématique des trois projets ANR TecSan successifs : ROSACE, ID2U et SIME.

A côté de ce savoir faire technologique et méthodologique capitalisable, l'objectif d'un transfert vers l'industrie n'a pas non plus été négligé. Tous les travaux entrepris ont abouti soit à la création de propriété intellectuelle, soit au lancement d'actions ciblées visant l'industrialisation d'un produit. C'est le cas par exemple du partenariat ISIR – Collin ORL qui se poursuit au-delà de la thèse de M. Miroir par un programme devant conduire à l'accréditation médicale du robot otologique. Un rapprochement très prometteur a également vu le jour avec la société Balt Extrusion, fabricant Français de cathéters et intéressé par notre savoir-faire en matière de cathétérisme actif.

3. Perspectives

Perspective n°1 : le cathétérisme actif

Dans la continuité immédiate des travaux présentés au chapitre IV de ce mémoire, il nous paraît important de poursuivre nos développements en matière de cathétérisme actif. Les applications potentielles des structures flexibles à actionnement réparti dépassent effectivement le cadre de la neuroradiologie et intéressent la chirurgie endoluminale en général ainsi que le vaste domaine des structures fines longue portée de CMI (NOTES...). Notons, de plus, que notre approche du problème sur le mode co-manipulé avec actionnement déporté fait figure d'alternative hautement réaliste face aux nombreux systèmes pour le moins avant-gardistes imaginés dans d'autres équipes : capsules auto-propulsées, sustentation magnétique, ou encore robots gastriques auto-assemblés.

Parmi les questions importantes encore non-résolues en matière de cathétérisme actif, citons :

1. La maîtrise des phénomènes d'échange thermique liés aux dissipations au niveau des actionneurs embarqués ainsi que les conséquences des mouvements et flux environnants.
2. La planification de trajectoire et la recherche de points d'appui garantissant la sécurité et la stabilité en phase dynamique comme par exemple au moment d'une embolisation.
3. Les moyens de supervision et de commande de ces structures dans les conditions standard de la neuroradiologie (radiographie 2D, modèle angiographique pré-opératoire 3D).
4. La définition de procédés de fabrication fiables et peu coûteux à l'image des progrès récents de l'industrie au niveau du matériel standard de cathétérisme

Notre intérêt se porte sur les questions 1 et 2 ci-dessus qui nécessitent la mise au point de moyens de prédiction fiables des interactions structure-environnement en complément des modèles d'interaction interne présentés au chapitre IV :

Maîtrise des interactions thermo-fluidiques.

Le cathétérisme actif à base d'AMF présente des risques en termes d'élévation de température. Peu d'auteurs concernés par le cathétérisme actif à base d'AMF ont étudiés ces questions. La modélisation analytique du phénomène est effectivement très complexe et l'approche par l'identification expérimentale semble difficile à mettre en œuvre.

Les échanges thermo-fluidiques au voisinage des cathéters actifs peuvent certainement être mieux appréhendés par la simulation numérique multiphysique. Un premier résultat sur ce terrain a été obtenu grâce au logiciel Comsol Multiphysics. Une structure type cathéter à un fil AMF a été maillée dans toutes ses parties (Figure 114 à gauche). Son comportement thermique dans un milieu artériel circulant a été simulé et validé par comparaison avec certaines données expérimentales obtenues par caméra thermique (Figure 114 à droite). L'étape suivante du travail comprend l'étude d'une structure à plusieurs actionneurs et la prise en compte de certaines conditions limites (fixations des actionneurs, longueur finie de la partie active).

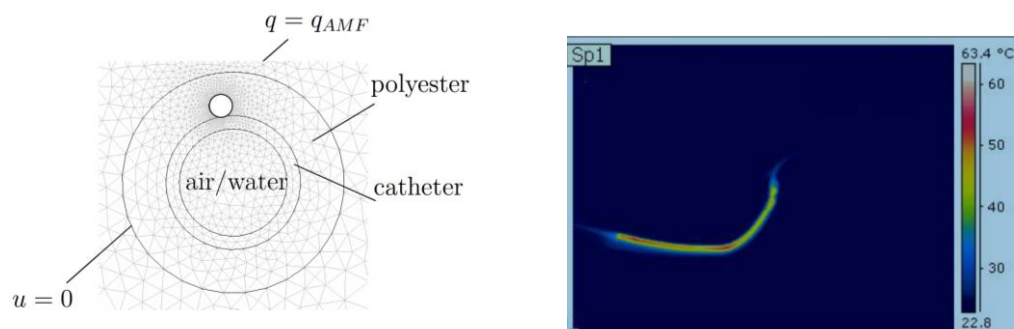


Figure 114: Maillage d'un cathéter actif (gauche), mesure par caméra thermique (droite).

Maîtrise des interactions cathéter-réseau.

Sur le plan opératoire, une des difficultés majeures du cathétérisme interventionnel réside dans le manque de stabilité de l'extrémité débouchante des dispositifs (par exemple au moment du largage de coil). L'extrémité distale d'un cathéter longue portée n'est jamais

stable par rapport à son environnement à cause des mouvements physiologiques et des réactions aux gestes pratiqués (piquage, saisie, injection...).

Le cathétérisme actif peut contribuer à lever ce problème par le biais d'un placement et d'un dimensionnement optimaux des actionneurs répartis (Figure 115 à gauche) voire de structures terminales déployables pour clampage parfait sur la paroi artérielle (Figure 115 à droite).

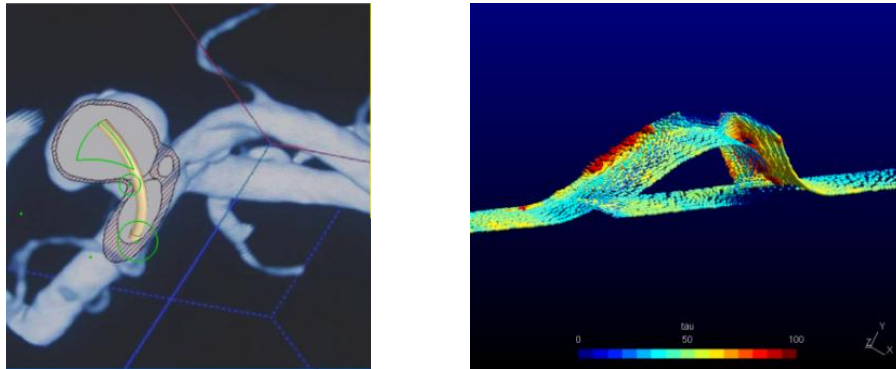


Figure 115: Critères pour le placement des actionneurs répartis (gauche), simulation des écoulements autour d'un dispositif actif de clampage sur les parois artérielles (droite).

Nous avons entrepris, pour commencer, la mise au point d'un outil de simulation combinant modèle angiographique 3D et conditions d'équilibre cinémo-statique d'un instrument de cathétérisme. Un premier algorithme basé sur une minimisation de l'énergie de déformation du cathéter et une détection des intersections de matière permet de visualiser la courbure adoptée par le cathéter dans un réseau artériel donné (implémenté sous Matlab[®], Figure 116). De plus, une étude MEF (solidWorks[®]) de la tête du cathéter sous l'action des forces d'interaction extrémité-organe permet de vérifier les conditions de non glissement aux points d'appui. La suite immédiate de ce travail est le passage en 3D et l'identification exacte de facteurs importants comme les coefficients de frottement aux points d'appui.

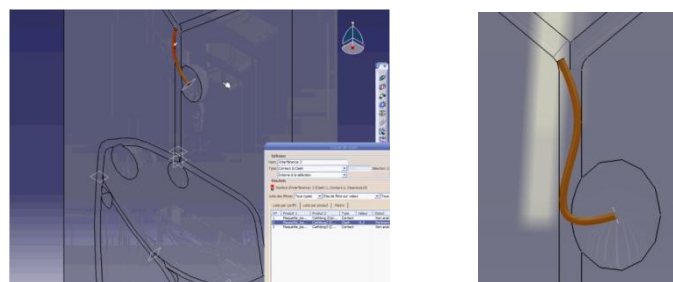


Figure 116: Calcul de courbure d'un cathéter en phase d'embolisation.

Perspective n°2 : la spécialisation des robots de CMIR

La grande majorité des approches de la conception de robots porteurs et instrumentation dextre de CMIR, vont dans le sens de concevoir des dispositifs à grande capacité d'adaptation. On cherche à faire des systèmes polyvalents capables d'enchaîner les actions de

façon à seconder le chirurgien en continu lors d'une opération. Le robot otologique présenté dans le chapitre II est exemplaire à ce titre : il a été conçu pour réaliser tous les gestes d'une intervention dans l'oreille moyenne.

Or, dans ce cas comme pour toute chirurgie, une opération comprend une succession de phases, de gestes, d'outils réclamant chacun des aptitudes particulières. Il est clair que certains gestes sont par nature adaptés à la dextérité de l'opérateur humain et d'autres correspondent typiquement à des tâches automatisables. Les premiers sont généralement associés aux grands déplacements et/ou nécessitent un repérage anatomique particulier. Les seconds sont des gestes de grande précision et/ou très répétitifs (nœud de suture...).

Cette discussion s'inscrit dans un débat très ancien opposant approche généraliste et spécialisation fonctionnelle en robotique au sens général du terme. Mais dans le cadre de l'assistance au geste en CMI (qui peine rappelons-le à se développer notamment pour des questions de coût et de service rendu), l'approche par la spécialisation présente au moins deux avantages majeurs :

1°) Une conception simplifiée.

2°) Une complémentarité de performance : précision et rapidité du robot d'une part, capacités d'analyse et d'adaptation de l'opérateur humain d'autre part.

L'inconvénient principal de la spécialisation des rôles en CMIR réside bien entendu dans les intermittences et les transitions quand l'opérateur cède ou reprend la main au robot. Afin de préserver au maximum la continuité de l'intervention, la solution la plus simple consiste à envisager des dispositifs combinant à la fois mode manuel et mode automatique par intégration de fonctions robotiques sur des outils standard. C'est le cas des solutions d'instruments que l'on a présentés aux chapitres III et IV.

Dans un esprit complètement similaire, le projet PERSEE (financement OSEO 2010) s'élabore, dans sa partie robotisation, autour de ce paradigme du partage des tâches. Il s'agit d'un projet sur 4 ans portant sur l'innovation par l'assistance robotisée dans les procédures de diagnostic du cancer par biopsie optique.

A l'origine du projet, on trouve le fait que les sondes actuelles de micro-endoscopie sont exploitées de manière tout à fait non-optimale :

- Les anatomo-pathologistes qui pratiquent le diagnostic ne participent pas au prélèvement des images cellulaires. Les analyses sont faites après-coup sur une base d'images souvent incomplètes.
- Durant le prélèvement, les sondes de micro-endoscopie sont manipulées au travers d'instruments d'endoscopie classiques et produisent des séquences d'images discontinues et hétérogènes.

L'objectif de l'ISIR est ici principalement de mettre au point un dispositif miniature déporté pour la production automatique de mouvements de balayage ultra-fins. Le fibroscope ou endoscope porteur peut toujours être utilisé manuellement, avec son niveau habituel de précision pour le positionnement global à la verticale des zones d'intérêt (Figure 117). La conception d'un dispositif dédié hautement spécialisé a pour but de satisfaire aux contraintes

de précision imposées par la tâche sans négliger de mettre à profit le savoir-faire et les qualités coordinatrices du chirurgien.



Figure 117: Sonde de micro-endoscopie confocale MaunaKea.

Perspective n°3 : de la CMIR à la CMIAO

Le travail présenté dans ce manuscrit ne sort pas (ou très peu) du cadre de l'instrumentation dextre de chirurgie mini-invasive. Il convient de prolonger ce travail sur le plan thématique en abordant maintenant la question, plus générale, des systèmes intelligents appliqués à la chirurgie.

On aborde donc ici le thème de la CMIAO qui, rappelons-le, comprend notamment les axes d'investigation suivants :

1. L'exploitation temps-réel du retour visuel endoscopique ou échographique pour l'automatisation du geste : extraction de contours d'intérêt, identification et compensation de mouvements physiologiques, suivi automatique d'instrument...
2. L'exploitation des moyens avancés d'imagerie 3D pré-opératoire (CT, IRM) pour l'insertion des modèles dans la scène vidéo instantanée (réalité augmentée) ou l'utilisation de ces moyens ou de localisateurs mini-invasifs pour le recalage de l'instrumentation dans des modèles pré-opératoires (roadmapping)
3. L'exploitation des avancées récentes en matière d'IHM et de pilotage ergonomiques comme les modes de commande intuitifs par tracking de gestes, le rendu haptique ou tactile, la recherche d'immersion par la mécanique des interfaces.

Ce dernier point est en lien direct avec notre activité passée. La mise en œuvre de un, voire deux instruments dextres de laparoscopie comme ceux décrits aux chapitres II et III, conduit l'opérateur à devoir gérer un nombre important de mobilités distales commandables. A celles-ci s'ajoutent éventuellement les mobilités d'un porte-endoscope robotisé. Un important besoin en matière de supervision, de coordination main-œil et d'aide à la décision accompagne donc la robotisation des opérations de laparoscopie.

Dans la continuité du projet ID2U, le projet SIME a pour objectif d'effectuer un saut qualitatif sur le plan des IHM de laparoscopie robotisée. On souhaite explorer et mettre à profit le champ libre qui, de ce point de vue, sépare encore les instruments manuels comme le Cambridge Endo (peu efficaces en pratique) et les robots télé-opérés comme le daVinci (complexes et coûteux). L'extension de mouvement prend la forme, comme dans ID2U, de la

co-manipulation série avec un outil rigide manipulable à une main et des mobilités distales commandables électriquement. Dans le projet ID2U l'accent était mis sur l'optimisation des mobilités distales en termes de structure et de motorisation. Dans le projet SIME, l'effort porte principalement sur une recherche d'ergonomie et de synergie opérateur-instrument.

A ce stade, une plateforme originale pour l'évaluation des interfaces manuelles de CMIR est en cours de développement (Figure 118 à gauche). Elle prolonge le dispositif ébauché au chapitre III en y apportant des améliorations fondamentales. En termes d'immersion, le réalisme de la scène virtuelle est augmenté par la quantification des interactions outil-environnement et la possibilité de saisie-dépose. Un rendu haptique est également à l'étude. En termes de moyens d'acquisition, on souhaite coupler la plateforme avec un dispositif de posturologie (CodaMotion®) et un dispositif d'acquisition électromyographique. Cet ensemble original sera destiné à l'évaluation quantitative, sur les plans performance opératoire et ergonomie, de tout type d'interface physique en laparoscopie active. En particulier, la méthode RULA [McAtamney and Corlett (1993)] servira au scorage de la charge physique associée à chaque type d'interface (Figure 118 à droite). Il pourra également être mis en œuvre à des fins d'apprentissage du geste en CMIAO ou de mise au point de gestuelles innovantes (simulation de fonctionnalités avancées, évaluation de nouvelles topologies des voies d'abord...).

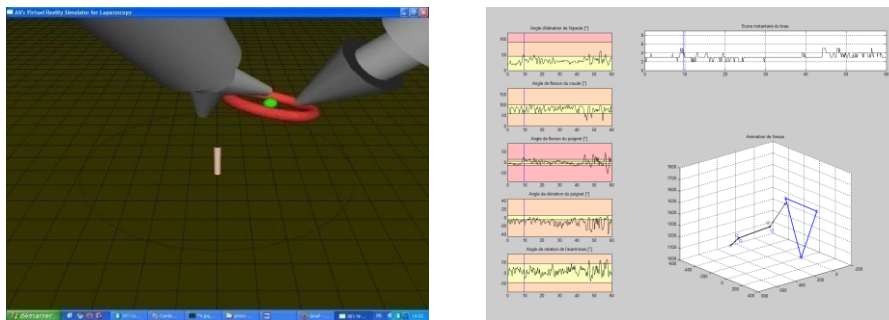


Figure 118: Simulateur de laparoscopie version 2 (gauche), analyse de la posturologie en laparoscopie (droite).

Publications personnelles citées dans ce manuscrit

- [Bousquet and Szewczyk (2008)] Bousquet, S. and Szewczyk, J. (2008), ‘Structure orientable de type cathéter ou endoscope, brevet n°ep08163918.9-2217’.
- [DeSars (2005)] DeSars (2005), Conception et commande d’une micro-structure active à haute mobilité. Application à la chirurgie mini-invasive, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Marchandise et al. (2009)] Marchandise, E., Royon, L., Flaud, P., Szewczyk, J. and Blanc, R. (2009), ‘Thermal and hydrodynamic modeling of active catheters for interventional radiology’, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* to appear.
- [Miroir (2009)] Miroir, M. (2009), Conception d’un système robotisé d’aide à la microchirurgie otologique : application au traitement de l’otospongiose, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Rosa et al. (2010a)] Rosa, B., Mozer, P. and Szewczyk, J. (2010a), ‘An algorithm for calculi segmentation on ureteroscopic images’, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* to appear.
- [Rosa et al. (2010b)] Rosa, B., Mozer, P. and Szewczyk, J. (2010b), Robotization of a ureteroscope for automatic lithiasis vaporization, in ‘25th Engineering & Urology Society meeting’.
- [Szewczyk (2010)] Szewczyk, J. (2010), ‘Méthode pour assemblage des cathéters / méthode d’amélioration des courbures des cathéters et autres, brevet n°fr 10 52119’.
- [Szewczyk et al. (2005)] Szewczyk, J., DeSars, V., Gagarina, T. and Bidaud, P. (2005), Endoscope commandé par capteurs et actionneurs répartis, in ‘1st Surgetica 2005 conference’.
- [Szewczyk et al. (2011)] Szewczyk, J., Marchandise, E., Flaud, P., L., R. and Blanc, R. (2011), ‘Active catheters for neuroradiology’, *Journal of Robotics and Mechatronics* to appear.
- [Szewczyk et al. (1999)] Szewczyk, J., Troisfontaine, N. and Bidaud, P. (1999), An active tubular polyarticulated micro-system for flexible endoscope, in ‘International Workshop on Micro Robots, Micro Machines and Systems’.
- [Velazquez (2006)] Velazquez, R. (2006), Contribution ‘a la Conception et ‘a la Réalisation d’Interfaces Tactiles Portables pour les Déficients Visuels, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Zahraee et al. (2010)] Zahraee, A., Paik, J., Szewczyk, J. and Morel, G. (2010), ‘Towards the development of a hand-held surgical robot for laparoscopy’, *IEEE transactions on mechatronics* to appear.

Autres références bibliographiques

- [Abbott et al. (2003)] Abbott, J., Hager, G. and Okamura, A. (2003), Steady-hand teleoperation with virtual fixtures, *in* 'IEEE Int. Workshop on Robot and Human Interactive Communication'.
- [Abe et al. (2004)] Abe, T., Hirohata, M., Tanaka, N., Uchiyama, Y., Fujimoto, K., Fujimura, N., Norbash, A. and Hayabuchi, N. (2004), 'Distal-tip shape-consistency testing of steam-shaped microcatheters suitable for cerebral aneurysm coil placement', *AJNR Am J Neuroradiol* **25**, 1058–1061.
- [Al-Bassit (2003)] Al-Bassit, L. (2003), Kinematics of a 6dof robot for tele- echography, *in* '11th International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2003)'.
- [Allaf (1998)] Allaf, M. (1998), 'Laparoscopic visual field: voice vs foot pedal interfaces for control of the aesop robot', *Surg Endosc* **12**, 1415–1418.
- [Allotta et al. (1997)] Allotta, B., Giacalone, G. and Rinaldi, L. (1997), 'A hand-held drilling tool for orthopedic surgery', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **2**, 1997.
- [Bar-Cohen (2002)] Bar-Cohen, Y. (2002), Electro-active polymers: current capabilities and challenges, *in* 'SPIE Smart Structures and Material Symposium'.
- [Bellouard (2000)] Bellouard, Y. (2000), Conception de dispositifs en alliage à mémoire de forme en microtechnique, PhD thesis, EPFL.
- [Benzaoui et al. (1997)] Benzaoui, H., Lexcellent, C., Chaillet, N., B., L. and Bourjault, A. (1997), 'Experimental study and modeling of a tini shape memory alloy wire actuator', *Journal of intelligent material systems and structures* **8(7)**, 619–629.
- [Berkelman et al. (2003)] Berkelman, P., Whitcomb, L., Taylor, R. and Jensen, P. (2003), 'A miniature microsurgical instrument tip force sensor for enhanced force feedback during robot-assisted manipulation', *IEEE transactions on robotics and automation* **19(5)**, 917–922.
- [Bousquet and Szewczyk (2008)] Bousquet, S. and Szewczyk, J. (2008), 'Structure orientable de type cathéter ou endoscope, brevet n°ep08163918.9-2217'.
- [Boyd (1996)] Boyd, J. and Lagoudas, D. (1996), 'A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. part 1. the monolithic shape memory alloy', *Int. Journal of Plasticity* **12(7)**.
- [Brisson (1993)] Brisson, L. (1993), 'One-dimensional constitutive behavior of shape memory alloy: thermomechanical derivation with non-constant material functions and redefined martensite internal variable', *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* **4**, 229–242.
- [CEDIT (2001)] CEDIT (2001), Robot de stéréotaxie neurochirurgicale neuromate®, Technical report, AP-HP. http://cedit.aphp.fr/index_pub.html.

- [Chang et al. (2002)] Chang, J., Chung, S., Lee, Y. and Park, J. (2002), ‘Development of endovascular microtools’, *Journal of Micromechanics and Micro-engineering* **12**, 824–831.
- [Chocron (2000)] Chocron, O. (2000), Conception évolutionnaire de systèmes robotiques, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Claridge et al. (1992)] Claridge, E., Hall, P., Keefe, M. and Allen, J. (1992), ‘Shape analysis for classification of malignant melanoma’, *J Biomed Eng* **14**, 229–234.
- [Cole et al. (2009)] Cole, G., Pilitsis, J. and Fischer, G. (2009), Design of a robotic system for mri-guided deep brain stimulation electrode placement, in ‘International Conference on Robotics and Automation - ICRA 2009’.
- [Dargahi (2000)] Dargahi, J. (2000), ‘A piezoelectric tactile sensor with three sensing elements for robotic, endoscopic and prosthetic applications’, *Journal of Sensors and Actuators* **A26**, 23–30.
- [Dario et al. (1997)] Dario, P., Paggetti, C., Troisfontaine, N., Papa, E., Ciucci, T., Carrozza, M. and Marcacci, M. (1997), A miniature steerable end-effector for application in an integrated system for computer-assisted arthroscopy, in ‘IEEE International Conference on Robotics and Automation’.
- [Deb and Mishra (2005)] Deb, K. and Mishra, S. (2005), ‘Evaluating the ϵ -domination based multi-objective evolutionary algorithm for a quick computation of pareto-optimal solutions’, *Evolutionary Computation* **13(4)**, 501–525.
- [DeGreef (2010)] DeGreef, A. (2010), Towards Medical Flexible Instruments : a contribution to the Study of Flexible Fluidic Actuators, PhD thesis, Université Catholique de Louvain.
- [DeSars (2005)] DeSars (2005), Conception et commande d’une micro-structure active à haute mobilité. Application à la chirurgie mini-invasive, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [DeSars et al. (2010)] DeSars, V., Haliyo, S. and Szewczyk, J. (2010), ‘A practical approach to the design and control of active endoscopes’, *Mechatronics* **20(2)**, 251–264.
- [Dharia and Falcone (2005)] Dharia, S. and Falcone, T. (2005), ‘Robotics in reproductive medicine’, *Fertility and Sterility* **84(1)**, 1–11.
- [Dombre et al. (2003)] Dombre, E., Poignet, P., Duchemin, G. and Pierrot, F. (2003), ‘Quelques problèmes de conception et commande de robots médicaux’, *Mécanique & Industries* **4**, 559–563.
- [Emeagwali et al. (2004)] Emeagwali, I., Marayong, P., Abbott, J. J. and Okamura, A. M. (2004), Performance analysis of steady-hand teleoperation versus cooperative manipulation, in ‘12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems’, IEEE Virtual Reality’.
- [Fatikov and Rembold (1997)] Fatikov, S. and Rembold, U. (1997), *Technology and Microrobotics*, Springer-Verlag.
- [French and Evan (1989)] French, P. and Evan, A. (1989), ‘Piezoresistance in poly silicon and its application to strain gauges’, *Journal of Solid State Electronics* **32(1)**, 1–10.

- [Fu et al. (2008)] Fu, Y., Li, X., Wang, S., Liu, H. and Liang, Z. (2008), 'Research on the axis shape of an active catheter', *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* **4**(1), 69–76.
- [Fukuda et al. (1994)] Fukuda, T., Guo, S., Kosuge, K., Arai, F., Negoro, M. and Nakabayashi, K. (1994), Micro active catheter system with multi degrees of freedom, in 'IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation'.
- [Gentile (1992)] Gentile, C. (1992), 'Angular displacement sensor'.
- [Ghosh-Roy et al. (1997)] Ghosh-Roy, R., Moura, J. and Olgac, N. (1997), 'Implementation of sliding mode control using the concept of perturbation', *Mechatronics* **7**(8), 723–736.
- [Goldberg (1989)] Goldberg, D. (1989), *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*, Adison Wesley.
- [Gorbet and Russel (1995)] Gorbet, R. and Russel, R. (1995), 'A novel differential shape memory alloy actuator for position control', *Robotica* **13**, 423–430.
- [Grant (1999)] Grant, D. (1999), Accurate and rapid control of shape memory alloy actuators, PhD thesis, Mc Gill University.
- [Gray (1996)] Gray, B. (1996), A surface microtactil sensor array, in 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.
- [Grueneis and Richter (1999)] Grueneis, C. and Richter, R. (1999), Clinical introduction of the caspar system: problems and initial results, in '4th International Symposium of Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS'99)'.
- [Guerry and BenOuezdou (2000)] Guerry, S. and BenOuezdou, F. (2000), Design of manipulators under dynamic and kinematic performances, in '13th CISM-IFTToMM Symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators'.
- [Guo (1995)] Guo, S. (1995), Micro catheter system with active guide wire, in 'IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation'.
- [Haddab et al. (2000)] Haddab, Y., Chaillet, N., Cabodevila, G. and Bourjault, A. (2000), Device for a micromanipulation system, in 'Int mechanical engineering congress and exposition – symposium on microrobotics'.
- [Haga et al. (1998)] Haga, Y., Tanahashi, Y. and Esashi, M. (1998), Small diameter active catheter using shape memory alloy, in 'IEEE Int. Conf. on Micro Electro Mechanical Systems'.
- [Haliyo et al. (2003)] Haliyo, S., Régnier, S. and Bidaud, P. (2003), *Manipulation of Micro-objects Using Adhesion Forces and Dynamical Effects*, Vol. 5/2003, pp. 382–391.
- [Hara et al. (2007)] Hara, W., Soltys, S. and Gibbs, I. (2007), 'Cyberknife® robotic radiosurgery system for tumor treatment', *Expert Review of Anticancer Therapy* **7**(11), 1507–1515.
- [Hashimoto et al. (1999)] Hashimoto, M., Tabata, T. and Yuki, T. (1999), Development of electrically heated sma active forceps for laparoscopic surgery, in 'Int. Conference on Robotics and Automation'.

- [Hattori et al. (2006)] Hattori, A., Suzuki, N., Suzuki, S., Hayashibe, M., Otake, Y. and Kobayashi, S. (2006), 'General development plan of surgical robotic systems', *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* **1(1)**, 201–228.
- [Hêche et al. (2003)] Hêche, J., Liebling, T. and DeWerra, D. (2003), *Recherche opérationnelle pour ingénieurs, Volume 2*, Presses polytechniques et universitaires Romandes.
- [Hein (2001)] Hein, A. (2001), Integration and clinical evaluation of an interactive controllable robotic system for anaplastology, in 'Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001'.
- [Herman et al. (2009)] Herman, B., Dehez, B., Tranduy, K., Raucent, B., Dombre, E. and S., K. (2009), 'Design and preliminary in vivo validation of a robotic laparoscope holder for minimally invasive surgery', *The Int. J. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* **5**, 319–326.
- [Ikuta (2007)] Ikuta, K. (2007), Hydrodynamic active catheter with multi degrees of freedom motion, in 'IFMBE World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering'.
- [Ikuta et al. (1988)] Ikuta, K., Tsukamoto, M. and Hirose, S. (1988), Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback, in 'IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation'.
- [Jain et al. (2009)] Jain, R., Patkar, U. and Majumdar, S. (2009), 'Electro-active polymers: current capabilities and challenges', *Journal of Scientific and Industrial Research* **68**, 23–28.
- [Jensen et al. (1997)] Jensen, P. S., Grace, K. W., Attariwala, R., Colgate, J. E. and Glucksberg, M. R. (1997), 'Toward robot-assisted vascular microsurgery in the retina', *Graefe's Archives for Clinical and Experimental Ophthalmology* **235**, 696–701.
- [Kanagaratnam et al. (2008)] Kanagaratnam, P., Koa-Wing, M., Wallace, D., Goldenberg, A., Peters, N. and Davies, D. (2008), 'Experience of robotic catheter ablation in humans using a novel remotely steerable catheter sheath', *Interv Card Electrophysiol* **21(1)**, 19–26.
- [Kantsevov (2008)] Kantsevov, S. (2008), 'Natural orifice transluminal endoscopic surgery', *Gastrointestinal Endoscopy* **4**, 617–620.
- [Karouia and Hervé (2005)] Karouia, M. and Hervé, J. (2005), 'Asymmetrical 3-dof spherical parallel mechanisms', *European Journal of Mechanics - A/Solids* **24(1)**, 47–57.
- [Khul (2003)] Khul, C. (2003), Prototypage virtuel d'endoscopes à actionneurs, PhD thesis, Ecole Normale Supérieure de Cachan.
- [Konietschke et al. (2009)] Konietschke, R., Hagn, U., Nickl, M., Jorg, S., Tobergte, A., Passig, G., Seibold, U., Le-Tien, L., Kubler, B., Groger, M., Frohlich, F., Rink, C., Albu-Schäffer, A., Grebenstein, M., Ortmaier, T. and Hirzinger, G. (2009), The dlr mirosurge – a robotic system for surgery, in 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.

- [Konietschke et al. (2006)] Konietschke, R., Hirzinger, G. and Gerhard, D. (2006), A registration-free intraoperative procedure to optimally position the ports and the robots in mirs, in '5th World Congress on Biomechanics, 5th World Congress on Biomechanics'.
- [Körner and Reinhard (2002)] Körner, O. and Reinhard, M. (2002), Haptic display for a virtual reality simulator for flexible endoscopy, in 'Eighth Eurographics Workshop on Virtual Environments'.
- [Krupa (1999)] Krupa, A. (1999), Modélisation et commande de micro-actionneur à alliage à mémoire de forme, Master's thesis, Institut National Polytechnique de Lorraine.
- [Kwon, Yoon, Lee, Ko, Huh, Chung, Park and Won (2001)] Kwon, D., Yoon, Y., Lee, J., Ko, S., Huh, K., Chung, J., Park, Y. and Won, C. (2001), Arthrobot : A new surgical robot system for total hip arthroplasty, in 'IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems'.
- [Kwon, Arai, Fukuda, Itwagawa and Thukahara (2001)] Kwon, G., Arai, F., Fukuda, T., Itwagawa, K. and Thukahara, Y. (2001), Dome shaped touch sensor using pzt thin film made by hydrothermal method, in 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.
- [Lai and Howe (2000)] Lai, F. and Howe, R. (2000), Evaluating control modes for constrained robotic surgery, in 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.
- [Laribi et al. (2004)] Laribi, M., Mlika, A., Romdhane, L. and Zegloul, S. (2004), 'A combined genetic algorithm-fuzzy logic method (ga-fl) in mechanisms synthesis', *Mechanism and Machine Theory* **39** (7), 717-735.
- [Lauer et al. (2006)] Lauer, W., Serefoglou, S., Ibach, B., Perneczky, A., Lutze, T. and Radermacher, K. (2006), 'Semi-robotic microscope-platform for endoscopically-assisted neurosurgery', *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* **1**(1), 209-211.
- [Lee et al. (2003)] Lee, Y. and Kim, J., Ko, S., Lee, W. and Kwon, D. (2003), Design of a compact laparoscopic assistant robot : Kalar, in 'Int. conf. On control, Automation and Systems'.
- [Leinung et al. (2007)] Leinung, M., Baron, S., Eilers, H., Heimann, B., Bartling, S., Heermann, R., Lenarz, T. and Majdani, O. (2007), 'Robotic-guided minimally-invasive cochleostomy : first results', *GMS Current Topics in Computer- and Robot-Assisted Surgery (GMS CURAC)* **2**(1).
- [Leroux et al. (2001)] Leroux, P., DAS, H., Esquenazi, S., Kelly, P., Bekey, G. and Benabib, A. Ellenbogen, R. R. D. (2001), 'Robot-assisted microsurgery : A feasibility study in the rat. commentaries', *Neurosurgery* **48**(3), 584-589.
- [LExcellent et al. (1996)] LExcellent, C., Goo, B., Sun, Q. and Bernardini, J. (1996), 'Characterization, thermomechanical behavior and micromechanical-based constitutive model of shape-memory cu-zn-al single crystals', *Acta Metall. Mater.* **44**(9), 3773-3780.

- [Li et al. (2002)] Li, Q., Zamorano, L., Pandya, A., Perez, R., Gong, J. and Diaz, F. (2002), 'The application accuracy of the neuromate robot—a quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems', *Computer Aided Surgery* **7(2)**, 90–98.
- [Liang and Rogers (1990)] Liang, C. and Rogers, C. (1990), 'One-dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory materials', *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* **1**, 207–234.
- [Lim (1995)] Lim, G. (1995), Active catheter with multi-link structure based on silicon micromachining, in 'IEEE Int. Conf. on Micro Electro Mechanical Systems'.
- [Look et al. (2001)] Look, M., Chew, S., Tan, Y., Liew, S., Cheong, D., Tan, J., Wee, S., Teh, C. and Low, C. (2001), 'Post-operative pain in needlescopic versus conventional laparoscopic cholecystectomy: a prospective randomised trial', *J.R.Coll.Surg.Edinb.* **46**, 138–142.
- [Loser et al. (2000)] Loser, M., and Navab, N. (2000), 'A new robotic system for visually controlled percutaneous interventions under ct fluoroscopy', *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000* **1935/2000**, CH400.
- [Lumelsky et al. (2001)] Lumelsky, V., Shur, M. and Wagner, S. (2001), 'Sensitive skin', *IEEE Sen* **1**, 41–51.
- [Maeda et al. (1996)] Maeda, S., Abe, K., Yamamoto, K., Tohyama, O. and Ito, H. (1996), Active endoscope with sma (shape memory alloy) coil springs, in 'IEEE 9th annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems'.
- [Marchandise et al. (2009)] Marchandise, E., Royon, L., Flaud, P., Szewczyk, J. and Blanc, R. (2009), 'Thermal and hydrodynamic modeling of active catheters for interventional radiology', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering to appear*.
- [Maurin et al. (2004)] Maurin, B., Gangloff, J., Bayle, B., DeMathelin, M., Piccin, O., Zanne, P., Doignon, C., Soler, L. and Gangi, A. (2004), 'A parallel robotic system with force sensors for percutaneous procedures under ct-guidance', *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004* **3217**, 176–183.
- [McAtamney and Corlett (1993)] McAtamney, L. and Corlett, E. (1993), 'Rula: a survey method for the investigation of world-related upper limb disorders', *Applied Ergonomics* **24(2)**, 91–99.
- [Menciassi et al. (2002)] Menciassi, A., Park, J., Lee, S., Gorini, S., Dario, P. and Park, J. (2002), Robotic solutions and mechanisms for a semi-autonomous endoscope, in 'International Conference on Intelligent Robots and Systems'.
- [Merlet (1997)] Merlet, J.-P. (1997), Miniature in-parallel positioning system mips for minimally invasive surgery, in 'World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering'.
- [Mineta et al. (2001)] Mineta, T., Mitsui, Y., Watanabe, S., Kobayashi, Y., Haga, M. and Esashi, E. (2001), 'Batch fabricated flat meandering shape memory alloy actuator for active catheter', *Sensors and Actuators* **88**, 112–120.

- [Miroir (2009)] Miroir, M. (2009), Conception d'un système robotisé d'aide à la microchirurgie otologique : application au traitement de l'otospongiose, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Mitchell et al. (2007)] Mitchell, B., Koo, J., Iordachita, I., Kazanzides, P., Kapoor, A., Handa, J., Hager, G. D. and Taylor, R. (2007), Development and application of a new steady- hand manipulator for retinal surgery, *in* 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.
- [Mizuno (1994)] Mizuno, S. (1994), 'Shape memory alloy catheter system for peroral pancreatoscopy using an ultrathin-caliber endoscope', *Endoscopy* **26(8)**, 676–680.
- [Montesi et al. (1995)] Montesi, M., Martini, B., Pellegrinetti, A., Dario, P., Lencioni, L. and Montano, A. (1995), 'An sma-based flexible active endoscope for minimal invasive surgery', *Journal of Micromechanics and Microengineering* **5(2)**.
- [Moreau-Gaudry et al. (2009)] Moreau-Gaudry, A., Long, J., Voirin, D., David-Tchouda, S., Létoublon, C., Faucheron, J., Risse, O., Rambeaud, J., Descotes, J., Bosson, J. and Cinquin, P. (2009), Principes de l'évaluation de l'utilisation en routine du robot porte-endoscope léger viky dans le cadre de chirurgies laparoscopiques digestives et urologique, *in* 'Journées de la Recherche en Imagerie et Technologie de la Santé (RITS)', Lille.
- [Mouret (2008)] Mouret, J.-B. (2008), Pressions sélectives multiples pour l'évolution de réseaux de neurones destinés à la robotique, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Nakamura et al. (1998)] Nakamura, Y., Onuma, K., Kawakami, H. and Nakamura, T. (1998), Active forceps for endoscopic surgery, *in* 'Int Symposium on Experimental Robotics'.
- [Nishihara et al. (2004)] Nishihara, S., Sugano, N., Nishii, T., Tanaka, H., Nakamura, N., Yoshikawa, H. and Ochi, T. (2004), 'Clinical accuracy evaluation of femoral canal preparation using the robodoc system', *Journal of Orthopaedic Science* **9(5)**, 452–461.
- [Nishikawa et al. (2003)] Nishikawa, A., Hosoi, T., Koara, K., Negoro, D., Hikita, A., Asano, S., Kakutani, H., Miyazaki, F., Sekimoto, M., Yasui, M., Miyake, Y., Takiguchi, S. and Monden, M. (2003), 'Face mouse: A novel human-machine interface for controlling the position of a laparoscope', *IEEE Transactions on Robotics and Automation* **19(5)**, 825–841.
- [O'Tool et al. (2010)] O'Tool, M., Bouazza-Marouf, K., Kerr, D., Goorochurn, M. and Vloeberghs, M. (2010), 'A methodology for design and appraisal of surgical robotic systems', *Robotica* **28**, 297–310.
- [Ott et al. (2008)] Ott, L., Zanne, P., Nageotte, F., De Mathelin, M. and Gangloff, J. (2008), Physiological motion rejection in flexible endoscopy using visual servoing, *in* 'IEEE International Conference on Robotics and Automation', IEEE, Pasadena, CA. <http://lsiit-cnrs.unistra.fr/Publications/2008/OZNDG08>
- [Park and Esashi (1996)] Park, K. and Esashi, M. (1996), 'A multilink active catheter with polyamide-based integrated cmos interface circuit', *Journal of Microelectromechanical Systems* **8(4)**, 349–356.

- [Parrin (2002)] Parrin, F. (2002), Capteur intégré tactile d'empreintes digitales à microstructure piezoresistive, PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble.
- [Peirs et al. (2004)] Peirs, J., Clijnen, J., Reynaerts, D., VanBrussel, H., Herijgers, P., Corteville, B. and Boone, S. (2004), 'A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery', *Sensors and Actuators A* **115**, 447–455.
- [Peirs et al. (2002)] Peirs, J., VanBrussel, H., Reynaerts, D. and DeGersem, G. (2002), A flexible distal tip with two degrees of freedom for enhanced dexterity in endoscopic robot surgery, in '13th Micromechanics Europe Workshop'.
- [Pham et al. (2000)] Pham, D., Xu, C. and Prince, J. (2000), 'Current methods in medical image segmentation', *Annu. Rev. Biomed. Eng* **2**, 315–337.
- [Piccigallo et al. (2008)] Piccigallo, M., Focacci, F., Tonet, O., Megali, G., Quaglia, C. and Dario, P. (2008), 'Hand-held robotic instrument for dextrous laparoscopic interventions', *Int J Med Robot.* **4(4)**, 331–338.
- [Pierrot et al. (1999)] Pierrot, F., Dombre, E., Dégoulange, E., Urbain, L., Caron, P., Boudet, S., Gariépy, J. and Mégnién, J. (1999), 'Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback', *Med Image Anal.* **3(3)**, 285–300.
- [Pinault et al. (2007)] Pinault, S., Morel, G., Ferrand, R., Auger, M. and Mabit, C. (2007), Using an external registration system for daily patient repositioning in protontherapy, in 'IROS 07, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Diego, USA'.
- [Pournaras et al. (1991)] Pournaras, C. J., Shonat, R., Munoz, J.-L. and Petrig, B. (1991), 'New ocular micromanipulator for measurements of retinal and vitreous physiologic parameters in the mammalian eye', *Experimental Eye Research* **53**, 723–727.
- [Renard et al. (2001)] Renard, S., Pisella, C., Collet, J., Perruchot, F., Kergueris, C., Destrez, P., Rey, P., Delorme, N. and Dallard, E. (2001), Miniature pressure acquisition microsystem for wireless in vivo measurements, in 'SPIE conf Design, Test, Integration, and Packaging of MEMS/MOEMS'.
- [Reynaerts et al. (1999)] Reynaerts, D., Peirs, J. and VanBrussel, H. (1999), 'Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system', *Sensors and Actuators A* **77**, 157–166.
- [Richa et al. (2010)] Richa, R., Bo, A. and Poinet, P. (2010), Beating heart motion prediction for robust visual tracking, in 'IEEE International Conference on Robotics and Automation'.
- [Robineau (2007)] Robineau, F. (2007), 'Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue: A feasibility study', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **54(4)**, 711–717.
- [Rosa et al. (2010a)] Rosa, B., Mozer, P. and Szewczyk, J. (2010a), 'An algorithm for calculi segmentation on ureteroscopic images', *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* **to appear**.

- [Rosa et al. (2010b)] Rosa, B., Mozer, P. and Szewczyk, J. (2010b), Robotization of a ureteroscope for automatic lithiasis vaporization, in '25th Engineering & Urology Society meeting'.
- [Rosen et al. (2005)] Rosen, J., Lum, M., Trimble, D., Hannaford, B. and Sinanan, M. (2005), Spherical mechanism analysis of a surgical robot for minimally invasive surgery – analytical and experimental approaches, in 'Studies in Health Technology and Informatics - Medicine Meets Virtual Reality'.
- [Salle et al. (2004)] Salle, D., Bidaud, P. and Morel, G. (2004), Optimal design of high dexterity modular mis instrument for coronary artery bypass grafting, in 'IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, New Orleans'.
- [Sears and Dupont (2006)] Sears, P. and Dupont, P. (2006), A steerable needle technology using curved concentric tubes, in 'IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems (IROS)'.
- [Seibold et al. (2008)] Seibold, U., Kuebler, B. and Hirzinger, G. (2008), 'Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery', *Medical Robotics* pp. 377–400.
- [Shoa et al. (2008)] Shoa, T., Madden, J., Fekri, N., Munce, N. and Yang, V. (2008), Conducting polymer based active catheter for minimally invasive interventions inside arteries, in '30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society'.
- [Sreekumar et al. (2007)] Sreekumar, M., Singaperumal, M., Nagarajan, T., Zoppi, M. and Molfino, R. (2007), 'Recent advances in non-linear control technologies for shape memory alloy actuators', *Journal of Zhejiang University Science A* **8(5)**, 818–829.
- [Szewczyk (2010)] Szewczyk, J. (2010), 'Méthode pour assemblage des cathéters / méthode d'amélioration des courbures des cathéters et autres, brevet n°fr 10 52119'.
- [Szewczyk et al. (2005)] Szewczyk, J., DeSars, V., Gagarina, T. and Bidaud, P. (2005), Endoscope commandé par capteurs et actionneurs répartis, in '1st Surgetica 2005 conference'.
- [Szewczyk et al. (2011)] Szewczyk, J., Marchandise, E., Flaud, P., L., R. and Blanc, R. (2011), 'Active catheters for neuroradiology', *Journal of Robotics and Mechatronics* **to appear**.
- [Szewczyk et al. (1999)] Szewczyk, J., Troisfontaine, N. and Bidaud, P. (1999), An active tubular polyarticulated micro-system for flexible endoscope, in 'International Workshop on Micro Robots, Micro Machines and Systems'.
- [Taillant et al. (2004)] Taillant, E., Avila-Vilchis, J.-C., Allegrini, C., Bricault, I. and Cinquin, P. (2004), 'Ct and mr compatible light puncture robot: Architectural design and first experiments', *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004* **3217/2004**, 145–152.
- [Takizawa et al. (1999)] Takizawa, H., Tosaka, H., Ohta, R., Kaneko, S. and Ueda, Y. (1999), Development of a microfine active bending catheter equipped with mif tactile sensors, in 'IEEE MEMS'99 Conf.'.

- [Tanaka et al. (1994)] Tanaka, K., Nishimura, F. and Tobushi, H. (1994), 'Phenomenological analysis on subloops in shape memory alloys due to incomplete transformations', *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* **5**, 487–493.
- [Tanimoto et al. (1998)] Tanimoto, M., Arai, F., Fukuda, T., Iwata, H., Itoigawa, K., Gotoh, Y., Hashimo, M. and Negoro, M. (1998), Micro force sensor for intravascular neurosurgery and in vivo experiment, in 'IEEE 11th Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems'.
- [Taylor and Stoianovici (2003)] Taylor, H. and Stoianovici, D. (2003), 'Medical robotics in computer-integrated surgery', *IEEE Transactions on Robotics and Automation* **19(5)**, 765–781.
- [Tendick et al. (1998)] Tendick, F., Sastry, S., Fearing, R. and Cohn, M. (1998), 'Applications of micromechatronics in minimally invasive surgery', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* **3**, 34–42.
- [Thomann et al. (2003)] Thomann, G., Bétemps, M. and T., R. (2003), The development of a bendable colonoscopic tip, in 'IEEE International Conference on Robotic and Automation'.
- [Tonet et al. (2006)] Tonet, O., Focacci, F., Piccigallo, M., Cavallo, F., Uematsu, M., Megali, G. and Dario, P. (2006), Comparison of control modes of a hand-held robot for laparoscopic surgery, in 'Proceedings of MICCAI '06'.
- [Torterotot et al. (2010)] Torterotot, C., Mozer, P., Baumann, M., Vitrani, M. and Morel, G. (2010), Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies, in 'The Hamlyn Symposium on Medical Robotics'.
- [Tung et al. (2006)] Tung, A., Park, B.-H., Koolwal, A., Nelson, B., Niemeyer, G. and Liang, D. (2006), Design and fabrication of tubular shape memory alloy actuators for active catheters, in 'The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics'.
- [Vancamberg et al. (2010)] Vancamberg, L., Sahbani, A., Muller, S. and Morel, G. (2010), 'Needle path planning method for digital breast tomosynthesis biopsy based on probabilistic techniques', *Lecture Notes in Computer Science*, DOI: 10.1007/978-3-642-13666-5 **6136**, 15–22.
- [VanRijsbergen (1979)] VanRijsbergen, C. (1979), *Information Retrieval*, Butterworth-Heinemann.
- [Velazquez (2006)] Velazquez, R. (2006), Contribution 'à la Conception et 'à la Réalisation d'Interfaces Tactiles Portables pour les Déficients Visuels, PhD thesis, Université de Paris VI.
- [Vitrani et al. (2007)] Vitrani, M., Mitterhofer, H., Morel, G. and Bonnet, N. (2007), Robust ultrasound-based visual servoing for beating heart intracardiac surgery, ICRA'07 - IEEE International Conference on Robotics and Automation, Rome, Italie, pp. 3021–3027.
- [Vivier et al. (2008)] Vivier, P., Dolores, M., Gardin, I., Zhang, P., Petitjean, C. and Dacher, J. (2008), 'In vitro assessment of a 3d segmentation algorithm based on

- the belief functions theory in calculating renal volumes by mri', *AJR Am J Roentgenol* **191:W**, 127–134.
- [Voros et al. (2007)] Voros, S., Long, J. and Cinquin, P. (2007), 'Automatic detection of instruments in laparoscopic images: A first step towards high-level command of robotic endoscopic holders', *The International Journal of Robotics Research* **26(11-12)**, 1173–1190.
- [Wallid (2007)] Wallid, Z. (2007), Télé-opération avec retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive, PhD thesis, Université de Montpellier II.
- [Wang and Beebe (2000)] Wang, L. and Beebe, D. (2000), 'Silicon-based shear force sensor: development and characterisation', *Sensors and Actuators A: Physical* **84(1-2)**, 33–44.
- [Xie et al. (2005)] Xie, J., Jiang, Y. and Tsui, H. (2005), 'Segmentation of kidney from ultrasound images based on texture and shape priors', *IEEE Trans Med Imaging* **24**, 45–57.
- [Yamashita et al. (2006)] Yamashita, H., Matsumiya, K., Masamune, K., Liao, H., Chiba, T. and Dohi, T. (2006), 'Two-dofs bending forceps manipulator of 3.5-mm diameter for intrauterine fetus surgery: feasibility evaluation', *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* **1**, 218–220.
- [Yasnoff et al. (1977)] Yasnoff, W., Mui, J. and Bacus, J. (1977), 'Error measures for scene segmentation', *Patt Recognit* **9(4)**, 217–231.
- [Zahraee et al. (2010)] Zahraee, A., Paik, J., Szewczyk, J. and Morel, G. (2010), 'Towards the development of a hand-held surgical robot for laparoscopy', *IEEE transactions on mechatronics to appear*.
- [Zemiti et al. (2007)] Zemiti, N., Morel, G., Ortmaier, T. and Bonnet, N. (2007), 'Mechatronic design of a new robot for force control in minimally invasive surgery', *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics* **12(2)**, 143–153.
- [Zhang et al. (2006)] Zhang, J., Xu, K., Simaan, N. and Manolidis, S. (2006), A pilot study of robot-assisted cochlear implant surgery using steerable electrode arrays, in 'MICCAI 2006 : Proceedings of the 9th International Conference on Medical Image Computing and Computer- Assisted Intervention'.
-