



HAL
open science

Conception et réalisation d'une instrumentation terminale intégrée en chirurgie mini-invasive robotisée

Frederick van Meer

► **To cite this version:**

Frederick van Meer. Conception et réalisation d'une instrumentation terminale intégrée en chirurgie mini-invasive robotisée. Automatique / Robotique. INSA de Toulouse, 2005. Français. NNT : . tel-00009521

HAL Id: tel-00009521

<https://theses.hal.science/tel-00009521>

Submitted on 17 Jun 2005

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Préparée au
Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes du CNRS

En vue de l'obtention du
Doctorat de l'institut national des Sciences Appliquées de Toulouse

Spécialité : Matériaux, Technologie et Composants de l'Électronique

Par

Frédéric Van Meer

Conception et Réalisation d'une Instrumentation
Terminale Intégrée en Chirurgie Mini-Invasive
Robotisée.

Soutenue le 28 Janvier 2005 devant le Jury :

Directeur de thèse	D. ESTEVE
Rapporteurs	E. DOMBRE D. HAUDEN
Examineurs	A. MARTINEZ O. MERIGEAUX L. SOLER
Membre-invité et co-encadrant	A. GIRAUD

SOMMAIRE

SOMMAIRE	1
-----------------------	----------

GLOSSAIRE	5
------------------------	----------

INTRODUCTION GENERALE.....	6
-----------------------------------	----------

Chapitre I: Vers une Robotisation de l'Acte Chirurgical : Questions Posées par l'Instrumentation Terminale	11
---	-----------

Introduction	12
1 Etat de l'art de la robotique télémanipulée	12
1.1 La télémanipulation : Aspect diagnostique	13
1.2 Champs et outils de la robotique chirurgicale mini-invasive	14
1.2.1 Principe de la chirurgie mini-invasive.....	15
1.2.2 Les dispositifs porte-endoscope.....	16
1.2.3 Les dispositifs de téléchirurgie	18
2 Questions posées par l'introduction de la chirurgie robotisée.....	25
2.1 Organisation du bloc.....	25
2.2 Conséquence sur le personnel.....	25
2.3 Impact économique et financier	26
2.3.1 Généralités	26
2.3.2 Analyse du coût	27
3 EndoXiroB : Notre projet fédérateur	28
3.1 Origine de nos travaux.....	29
3.2 Présentation du système expert-patient	30
3.2.1 Présentation du bras expert Virtuose	32
3.2.2 Présentation du bras patient EndoXiroB	33
3.2.3 Ambitions affichées par le projet EndoXiroB	35
Conclusion	36

Chapitre II : Vers une Intégration des Fonctions Terminales : Les Exigences du Retour d'Effort et de la Découpe Thermo-Coagulatrice	38
--	-----------

Introduction	39
1 Etat de l'art des articulations internes porteuses d'outils de chirurgie.	40
1.1 Actionnement à proximité de la partie terminale	41
1.1.1 Système utilisant une micromotorisation	42
1.1.2 Système à mémoire de forme	43
1.1.3 Système hydraulique et actionneur piezo-électrique	44
1.2 Actionnement distant de la partie terminale	45
1.2.1 Actionnement rigide.	45

1.2.2	Actionnement par câbles souples	46
2	Etat de l'art sur la mesure des efforts en chirurgie	50
2.1	Résultats expérimentaux des efforts appliqués par des outils chirurgicaux	51
2.2	Systèmes robotisés à retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive.	53
2.2.1	Mesure de la préhension : Capteur tactile	54
2.2.2	Mesure des efforts de tiraillement.	56
3	Etat de l'art général sur la thermo-coagulation	59
3.1	Processus de thermo-coagulation	59
3.2	La thermo-coagulation par électrochirurgie	61
3.2.1	Principe de base	61
3.2.2	Le mode monopolaire	63
3.2.3	Le mode bipolaire	63
3.2.4	L'alimentation : Unité d'Electro-chirurgie(ESU).....	64
3.2.5	Dangers de l'électrochirurgie	64
3.3	Exemples d'instruments	65
3.3.1	Cas du LigaSure Atlas®	65
3.3.2	Cas de l'Harmonic Scalpel®	66
3.4	Application des MEMS à la chirurgie	67
4	Conclusion	69

Chapitre III : Etude et Développement d'une Articulation pour un Instrument de Chirurgie Mini-Invasive.....70

Introduction	71
1 Recherches exploratoires : articulation multi-fonctionnelle.....	72
1.1 Définition de la structure cinématique.....	72
1.2 Réalisation technologique.....	73
1.3 Essais et conclusions	75
2 Choix stratégique : Concept d'outil chirurgical hybride	76
3 Conception et développement d'une solution découpe et pliage	77
3.1 Définition de la structure cinématique.....	78
3.2 Réalisations Technologiques	78
3.3 Lois de commande de l'outil articulé	82
3.4 Essais et conclusion	84
4 Conception et développement d'une solution polyarticulée.....	85
4.1 Définition de la structure cinématique.....	85
4.2 Conceptions et Réalisations technologiques.....	89
4.2.1 Choix de conception	89
4.2.2 Adaptation du cahier des charges	89
4.2.3 Réalisation technologique.....	90
4.3 Lois de commande de l'articulation polyarticulée.	92
4.4 Essais expérimentaux	95
5 Modèle et outil pour la conception d'une articulation polyarticulée.....	96
5.1 Application d'un couple transversal	99
5.1.1 Modélisation analytique	99
5.1.2 Modélisation numérique	102
5.2 Application d'un couple axial.....	103
5.2.1 Modélisation analytique	103
5.2.2 Modélisation numérique	105

5.3	Discussion et optimisation.....	106
5.3.1	Contraintes mécaniques : choix des matériaux.....	107
5.3.2	Dimensionnement et architecture.....	109
5.4	Remarques.....	110
	Conclusion.....	111

Chapitre IV : Intégration Microsystème : Cas du Retour d'Effort et de la Découpe Thermo-Coagulante.....113

	Introduction.....	114
1	Intérêts des technologies microsystèmes.....	115
1.1	Les technologies microélectroniques.....	115
1.2	Micro-usinage : émergence des microsystèmes.....	117
2	Conception d'un capteur d'effort intégrable dans un outil chirurgical.....	118
2.1	Approche conceptuelle d'un capteur d'effort.....	118
2.2	Recherche exploratoire.....	121
2.3	Structure d'un capteur de force bi-axial en silicium.....	122
2.4	Contraintes de réalisation, simulations et conception.....	123
2.4.1	Les contraintes mécaniques et facteur de dimensionnement.....	123
2.4.2	La modélisation du corps d'épreuve.....	124
2.4.3	Géométrie des électrodes capacitives.....	127
2.4.4	Evaluation des capacités.....	129
2.4.5	Etapas technologiques.....	130
2.5	Réalisations technologiques.....	132
2.5.1	Réalisation du niveau inférieur.....	132
2.5.2	Réalisation du niveau supérieur.....	136
2.5.3	Assemblage des deux niveaux de silicium.....	136
2.6	Essais expérimentaux.....	138
2.6.1	Plate-forme de test et de calibration.....	138
2.6.2	Circuit de mesure des électrodes capacitives.....	140
2.6.3	Campagne de mesure et détection des défaillances.....	141
2.6.4	Solutions proposées.....	143
3	Conception d'un outil de découpe et de coagulation.....	145
3.1	Recherches exploratoires.....	147
3.1.1	Le transport de chaleur.....	147
3.1.2	Tests d'électrodes : définition d'une architecture d'outil coagulant.....	149
3.2	Conception et réalisation d'une lame silicium thermochauffante.....	152
3.2.1	Contraintes de conception et architecture choisie.....	153
3.2.2	Conception de l'élément chauffant.....	154
3.2.3	Etapas technologiques.....	155
3.2.4	Réalisation technologique.....	156
3.2.5	Essais expérimentaux.....	157
	Conclusion.....	161

CONCLUSION GENERALE.....164

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....168

REFERENCES INTERNET	182
ANNEXE I : Cahier des charges EndoXiroB	184
ANNEXE II : Instrumentation portable motorisée et évolution des dispositifs chirurgicaux	189
ANNEXE III : Réalisation d'un tissu artificiel pour études expérimentales	196

GLOSSAIRE

ANAES : Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé
BGA: Ball Grid Array
BHF : Buffered Hydrogen Fluoride, Acide Fluorhydrique
CIM: Ceramic Injection Moulding
CMS : Composant Miniature de Surface
CNES: Centre National d'Etudes Spatiales
CNRS : Centre National de Recherches Scientifiques
CVD: Chemical Vapor Deposition
DARPA : Defense Advanced Research Projects Agency
DDL: Degré De Liberté
ESA : European Spatial Agency
ESU : ElectroSurgical Unit
FDA : Food and Drug Administration
HF : Hydrogen Fluoride, Acide Fluorhydrique
IRM: Imagerie à résonance magnétique
KOH : Hydroxyde de Potassium
LAAS: Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes
LER : Light Endoscope Robot
LER: Light Endoscope Robot
LPCVD : Low Pressure Chemical Vapor Deposition
MEMS : MicroElectroMechanical Systems
MIM: Metal Injection Moulding
MIS: Minimal Invasive Surgery
OTS : OctadecylTrichloroSilane
PDMS: PolyDimethylSiloxane
PECVD: Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition
PMMA: PolyMéthacrylate de Méthyle
PTFE: Polytetrafluoroethylene
RCA : Radio Corporation of America
RDM: Résistance Des Matériaux
RIE : Reactive Ion Etching
RNTS: Réseau National des Technologies de la Santé
SCARA : Selectively Compliant Articulated Robot Arm
TEAM : Techniques et Equipement Appliquées à la Microélectronique.
TMAH : tri-methyl ammonium hydroxide
UV: UltraViolet
VC++ : Visual C++ Microsoft®

INTRODUCTION GENERALE

La chirurgie est à la base d'extraordinaires progrès de la médecine dans tous ses domaines d'application. Même si les médias ont mis l'accent sur des secteurs de progrès plus récents comme la génétique, les biotechnologies et les chirurgies réparatrices, les progrès les plus significatifs restent souvent le résultat d'avancées de la recherche clinique, de la mise au point de certains médicaments (Bumol T. F. et Watanabe A. M., 2001), de l'informatisation des données médicales et de la conception de nouveaux dispositifs médicaux complexes (Tempany C. M. et McNeil B. J., 2001). Cette réalité montre que la médecine est un domaine de recherche très fécond associant pratique chirurgicale et développement technologique : matériaux, biochimie, dispositifs mécaniques, systèmes électroniques et informatiques. Le travail effectué dans cette thèse exploite ce carrefour entre la chirurgie mini-invasive et deux technologies particulières :

- La robotisation de l'acte chirurgical,
- La mise en œuvre d'outils miniaturisés intelligents.

Les robots chirurgiens ont fait leur apparition dans les années 1990 dans le domaine de la chirurgie des tissus durs pour évoluer vers une chirurgie mini-invasive des tissus mous. On voit deux raisons à cette pénétration progressive décrite dans un rapport de l'ANAES (Corbillion E. et al., 2002) :

- La perspective de gagner en précision, de réaliser des micromanipulations sans tremblement et une éventuelle automatisation du geste lors de certaines phases répétitives ou difficiles (Howe R. D. et Matsuoka Y., 1999).
- Les avantages de la téléopération qui met le chirurgien en position de confort, réduisant les efforts, la fatigue et offrant des possibilités d'effectuer une chirurgie à distance (Marescaux et al., 2001) et de former les jeunes chirurgiens par télécompagnage (Marescaux et al., 1999).

Les différents systèmes développés ces dernières années ont permis des avancées considérables tout en identifiant les limites et les contraintes de la robotique médicale : encombrement, temps de mise en œuvre, amortissement, augmentation du temps opératoire

INTRODUCTION GENERALE

(Dunlap K. D. et Wanzer L., 1998; Giulianotti P. C et al., 2003). L'utilisation d'un dispositif médical de téléchirurgie représente un investissement important lié principalement à son coût de fonctionnement lors d'un usage quotidien. Le développement économique d'une telle robotique serait probablement plus rapide si la mise en œuvre d'une chirurgie téléopérée apportait parallèlement à la précision de l'acte, des avantages décisifs dans le temps d'intervention et dans la réduction des dépenses. En effet, à la fin des années quatre vingt dix on a assisté dans certains hôpitaux, avec l'espoir d'un saut technologique important, à un développement large et rapide de la chirurgie robotisée. Quelques années après ces premières applications, il est difficile de trouver des études croisées montrant un réel gain économique et médical de l'utilisation d'un robot de chirurgie mini-invasive (Muhlmann et al., 2003; Lotan Y. et al., 2004). De ce fait, on remarque actuellement une certaine réticence du personnel médical, qui perçoit cette technologie comme trop coûteuse et encore mal adaptée au système de santé actuel et à l'organisation des blocs opératoires. Il est évident que, quel que soit le type de système, de nombreuses améliorations et évolutions devront être réalisées afin que la robotique médicale devienne un outil thérapeutique aussi courant que l'IRM peut l'être pour son aspect diagnostique. L'utilisation d'un dispositif médical de téléchirurgie représente un investissement important lié principalement au coût de son instrumentation. La conception d'une nouvelle génération de robots chirurgiens doit donc prendre en considération ce facteur afin de s'orienter vers la réalisation d'une instrumentation adaptée aux contraintes économiques des services de santé. Depuis le début de la chirurgie moderne, l'instrumentation médicale a suivi très peu d'évolutions importantes, seuls des systèmes de vision (Endoscope 2D-3D, microscope) et certains outils spécialisés ont offert aux chirurgiens des améliorations ou des changements dans leur pratique quotidienne. Les pinces, les ciseaux et autres bistouris existent sous la forme de structures métalliques usinées ou moulées, n'offrant en général qu'une fonctionnalité mécanique et thermo-coagulante. Ces instruments ne donnent aucune information sur l'intérieur de la cavité opératoire et sur leurs interactions avec les tissus vivants. **Au travers de l'utilisation des technologies microsystèmes, une nouvelle génération d'outils chirurgicaux semble pouvoir être développée. C'est principalement sur ce plan que se place l'objectif premier de cette thèse :** grâce à l'utilisation des nouvelles technologies microsystèmes nous allons chercher à développer une instrumentation chirurgicale articulée et intelligente (intégration de capteurs, apport d'énergie). L'argumentation et les travaux réalisés seront présentés dans ce mémoire de manière à montrer l'importance et les avantages que peuvent apporter les microtechnologies à la conception d'une nouvelle génération d'instrumentation médicale.

INTRODUCTION GENERALE

Le chapitre I de ce mémoire propose une analyse sur les développements passés et actuels de la chirurgie téléopérée mini-invasive. Il introduit, au travers d'un état de l'art, la problématique technologique et économique de la robotique mini-invasive, ainsi que sa dépendance à l'innovation en termes d'instrumentations et d'outils chirurgicaux. Il en suivra une présentation de notre initiative fédératrice : le projet EndoXiroB. Au travers de ce projet, soutenu par le RNTS, nous avons tenté de mettre en place une démarche de recherche visant à réaliser un système robotisé de chirurgie mini-invasive, accompagné d'une instrumentation utilisant les microtechnologies. Afin d'introduire le contexte de travail de notre thèse, nous exposerons les développements du CEA/LIST sur la partie experte (bras de commande Virtuose) et les travaux du LAAS/CNRS et de la société SINTERS sur la partie patient (bras robotisé EndoXiroB).

Le chapitre II propose un état de l'art focalisé sur les trois axes de recherches développés au cours de cette thèse. Une première partie présente de manière détaillée les nombreuses recherches réalisées dans le domaine de l'instrumentation articulée pour la chirurgie mini-invasive. Un second point expose les différents travaux existants sur la mesure des efforts lors de la manipulation de tissus vivants. Une dernière partie met l'accent sur l'importance de la multifonctionnalité des instruments chirurgicaux et introduit l'intérêt de l'utilisation des technologies microsystèmes dans l'outillage chirurgical.

Le chapitre III montre, au travers d'une recherche exploratoire, la possibilité de réaliser des dispositifs orientables évolués et équipés d'une électronique terminale, l'objectif principal étant d'offrir un maximum de dextérité sans contraindre le porteur (chirurgien ou bras robotisé) par des mouvements compliqués. Une première proposition technologique consiste à utiliser des pièces en métal découpées au jet d'eau et pliées afin de réaliser une liaison articulée de type cardan. Il en découle une distinction possible entre la partie articulée et les mâchoires terminales en contact direct avec les tissus. Les mâchoires sont alors réalisées suivant un concept hybride : intégration d'un dispositif microsystème (outil terminal – puce chirurgicale) sur un support articulé (porte-outil). Une deuxième proposition, choisie afin d'être intégrée sur l'instrument du bras EndoXiroB, consiste en une articulation polyarticulée innovante, proche du type « corps de serpent ». Cette articulation, commandée par quatre ou six fils, est composée de liaisons rotules plastiques accompagnées par plusieurs fils métalliques assurant à l'ensemble une rigidité en torsion et flexion adaptative. Nous décrirons de façon détaillée la modélisation et la réalisation complète de ce dispositif. A partir de

INTRODUCTION GENERALE

simulations analytiques et aux éléments finis, nous donnerons un modèle mathématique permettant d'optimiser les rigidités transversales et axiales de l'articulation polyarticulée.

Le chapitre IV rappelle dans un premier temps les techniques de la microélectronique utilisées pour la réalisation de microsystèmes. Ces techniques de réalisation utilisent les possibilités de photolithographies afin de permettre la reproduction collective d'une grande quantité de fines structures. Le retour d'effort, dans la télémanipulation des instruments chirurgicaux, étant une demande forte des chirurgiens (Bholat O. S. et al., 1999), la seconde partie du chapitre porte sur la conception microsysteme d'un capteur d'effort. Ce capteur a pour objectif de mesurer, suivant deux axes, les forces de tiraillement des tissus dans le plan des mâchoires. Le microsysteme utilise deux niveaux de silicium intégrant un corps d'épreuve à quatre branches orthogonales et un ensemble d'électrodes planes inter-digitées. Le déplacement du niveau supérieur, en contact avec les tissus, est alors proportionnel à la force appliquée et induit une variation de capacité entre les deux niveaux. Le capteur est muni de quatre zones de mesure afin d'évaluer l'intensité de la force appliquée et sa direction dans le plan des mâchoires. La mécanique du capteur a été modélisée à partir d'un calcul aux éléments finis pour résister, suivant une première approche, à des forces maximales de 3N. Afin de calibrer et de caractériser le capteur, nous avons réalisé une platine de mesure permettant de soumettre le corps d'épreuve à des déplacements contrôlés de $0.04\mu\text{m}$ suivant toutes les directions du plan. La découpe et la coagulation des tissus représentent une part importante de l'acte chirurgical et constituent un bon support au développement d'un outillage terminal intelligent. Dans la seconde partie du chapitre, nous avons étudié la conception d'électrodes suivant deux approches : par électrochirurgie bipolaire et par thermo-chauffage direct auto-régulé. Le premier type d'électrode a permis d'effectuer une recherche exploratoire qui nous a mené à la réalisation d'électrodes à base de technologie silicium : dépôt de métal (Al), isolation par un oxyde (SiO_2) et attaque au KOH afin de former une lame en biseau pour la découpe des tissus. Ce type de lame ouvre une perspective nouvelle dans la conception d'outils chirurgicaux intelligents. Au delà de la simple découpe et de la mesure des efforts, on peut imaginer d'intégrer d'autres microcapteurs ou microactionneurs sur les outils chirurgicaux. Il serait ainsi possible d'augmenter la sécurité de l'acte chirurgical en évaluant, par exemple au moyen de capteurs, la présence d'artères, de vaisseaux ou de nerfs à proximité de l'outil de chirurgie.

INTRODUCTION GENERALE

L'ensemble des travaux de cette thèse a été développé en partenariat avec la société toulousaine SINTERS-SAS et conjointement avec le consortium du projet ENDOXIROB (SINTERS SAS, LAAS/CNRS, LIRMM, CEA/LIST, ONERA-CERT, CHU-Toulouse, INRIA, IET, SIQUALIS). Ces travaux tentent en partie de démontrer que l'utilisation quotidienne de la chirurgie robotisée pourrait se faire que par une évolution de l'instrumentation chirurgicale. Grâce à cette évolution, les coûts engendrés par la chirurgie seront réduits et permettront d'augmenter la technicité tout en limitant les dépenses dans le domaine du consommable chirurgical. Au travers de ce mémoire, nous allons donc essayer de démontrer que les microtechnologies peuvent jouer un rôle important dans cette évolution en apportant une valeur ajoutée significative dans le développement technologique de la robotique médicale de demain.

Chapitre I

Vers une Robotisation de l'Acte Chirurgical : Questions Posées par l'Instrumentation Terminale

Introduction

Les premières propositions d'une robotique médicale sont apparues il y a un peu moins de vingt ans dans le domaine de la neurochirurgie, avec l'utilisation d'un bras PUMA 200 portant un laser (Kwoh Y. S et al., 1988) et celle d'un bras modifié pour le guidage stéréotaxique (Lavallée-Troccaz J. et al., 1992). Depuis ces premiers travaux, beaucoup d'autres systèmes robotisés ont été proposés afin d'apporter une aide au chirurgien : assistance à la navigation, support d'outils, manipulation d'instruments... Une caractéristique de ces systèmes robotiques est d'offrir aux praticiens une dextérité accrue, une plus grande précision et stabilité durant la manipulation. Même si, à première vue, la robotique médicale semble une technique très attractive, elle n'est qu'au premier stade de son développement. La plupart des systèmes identifiés en sont encore au niveau de la recherche avec encore peu de cas au stade d'expérimentations approfondies et de validations cliniques poussées. Il est donc difficile d'évaluer leur pertinence réelle si l'on considère que la plupart des systèmes sont encore des prototypes. Notre ambition dans ce chapitre est d'abord de présenter un inventaire non exhaustif des systèmes robotisés propres à la chirurgie téléopérée mini-invasive. L'intérêt de cette présentation sera de montrer les avancées de la robotique actuelle et son niveau de développement. Nous tenterons d'identifier ses limites, ses lacunes et de détecter des voies d'évolutions possibles.

1 Etat de l'art de la robotique télémanipulée

Les systèmes de télémanipulation en chirurgie sont des ensembles téléopérés robotisés permettant la manipulation à distance d'une instrumentation autonome à partir d'un poste de commande. Le poste de commande est équipé le plus souvent d'une console munie de bras experts permettant au chirurgien de contrôler confortablement les bras robotisés patients et les instruments chirurgicaux qu'ils supportent. Les systèmes de télémanipulation sont pour partie dérivés des technologies développées pour les applications nucléaires (Coiffet Ph., 2002). Ils sont constitués d'un dispositif de visualisation (moniteur vidéo, casque virtuel,...) afin que l'utilisateur puisse contrôler visuellement les mouvements de l'instrumentation lorsqu'il manipule les bras patients de la console de commande.

Les avantages évidents qu'apportent ces systèmes découlent à la fois de la robotisation et de la télémanipulation : Ils offrent :

- La possibilité de démultiplier les mouvements et les efforts du chirurgien,
- La suppression des tremblements par un filtrage spécifique pour augmenter considérablement la précision du geste opératoire,
- Le confort pour le praticien qui étant dans une position assise, opère d'une façon très ergonomique, réduisant ainsi la fatigue accumulée lors d'une intervention plus traditionnelle.

On peut distinguer deux types de systèmes télémanipulés pour les applications médicales : les dispositifs pour le diagnostic et les dispositifs pour les actes thérapeutiques. Nous présenterons ici ces deux aspects en insistant sur les évolutions que vient de subir la chirurgie robotisée et sur les technologies mises en œuvre dans l'instrumentation chirurgicale. Ce dernier point étant un des objets premiers de cette thèse, nous lui accorderons un chapitre particulier (Cf. chapitre II) synthétisant les principaux travaux réalisés dans ce domaine.

1.1 La télémanipulation : Aspect diagnostic

Lorsque l'on évoque la télémanipulation dans le domaine médical on pense généralement aux progrès réalisés, ces dernières années, dans le domaine de la téléchirurgie. Néanmoins, il est important de préciser que l'acte thérapeutique n'est pas le seul domaine où une action de téléopération directe avec le patient peut apporter un gain significatif. Depuis quelques années certains laboratoires et entreprises ont développé des systèmes portables miniaturisés permettant de réaliser des échographies à distance au moyen de systèmes de faibles dimensions (Blanc D. et al., 2000; Vilchis A., 2002; Al Bassit L. et al., 2003 ; Bove A., 2004). L'intérêt principal de ces dispositifs réside dans le fait qu'ils peuvent permettre le contrôle et le diagnostic de pathologies diverses sur des patients situés dans des lieux difficilement accessibles où il n'y a pas de spécialiste. Des zones difficiles comme les terres canadiennes du nord, les bâtiments militaires isolés en mer, les stations orbitales ou même un simple hôpital de campagne pourraient alors être utilement équipés d'un dispositif de télééchographie. Grâce à ce type de dispositif, il deviendra possible de réaliser un diagnostic à distance entre le patient et le radiologue.

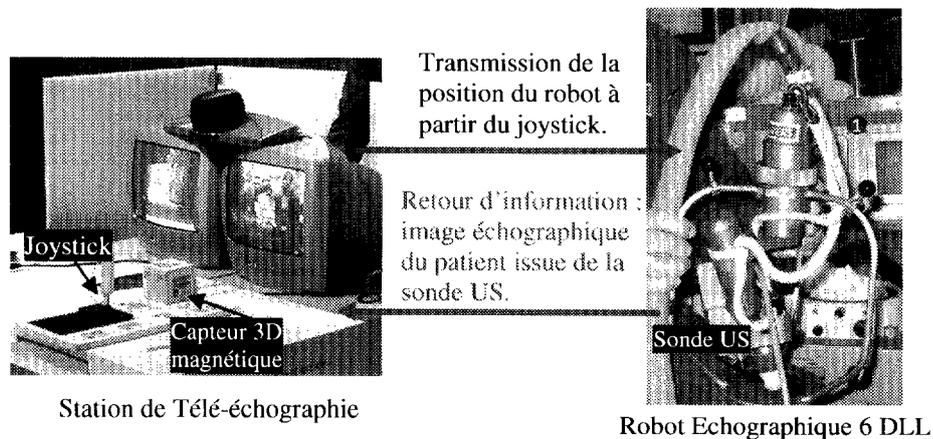


Figure 1-1 : Robot TERESA de télé-échographie (SINTERS-SAS)

La Société SINTERS-SAS qui développe le robot TERESA a déjà montré l'intérêt d'un tel système au travers de démonstrations médiatisées telle que celle effectuée, en 2003, entre une frégate de l'armée Française positionnée en mer Méditerranée et un radiologue sur le continent (Panvert C., 2003). Le robot TERESA, réalisé en partenariat avec l'ESA et le LVR, est placé simplement sur le patient par un assistant suivant les instructions du praticien. La sonde échographique est ensuite télémanipulée sur un espace de 10x10x5cm³, au moyen d'un joystick (Cf. Figure 1-1). Les moyens de télécommunication mis en œuvre utilisent des technologies simples et accessibles comme les communications téléphoniques terrestres et le RNIS par voie satellite. Une évolution future de ce robot est en cours pour qu'il puisse être transporté dans une valise de dimension réduite pour la station spatiale internationale.

1.2 Champs et outils de la robotique chirurgicale mini-invasive

La téléopération a trouvé un domaine médical de prédilection dans la chirurgie des tissus mous. Cette forme de téléchirurgie utilise les techniques de l'endoscopie pour intervenir dans le patient au travers de petites incisions cutanées. Les premiers développements (Sackier J. M. et Wang Y., 1994) de cette téléchirurgie ont, entre autres, commencé par la conception d'une robotisation du déplacement de l'endoscope. Le premier système porte-endoscope commercial qui a vu le jour, a ensuite rapidement évolué vers la téléopération d'instruments chirurgicaux afin de réaliser des interventions mini-invasives à distance. Cet aspect étant un point à part entière de notre thèse, nous le développerons plus précisément dans le chapitre suivant.

1.2.1 Principe de la chirurgie mini-invasive

La chirurgie mini-invasive vise le développement d'une chirurgie peu invasive. Comme le présente la figure 1-2, Elle consiste à réaliser des interventions chirurgicales à partir de petites incisions pratiquées dans l'abdomen du patient et en utilisant des instruments spécialisés (Cadière G. B., 2000).

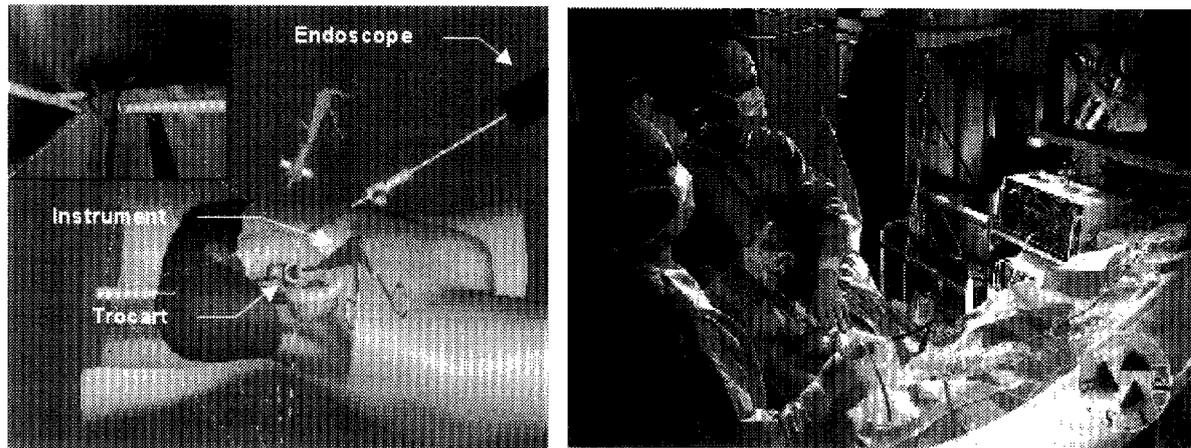


Figure 1-2 : La chirurgie mini-invasive : elle se pratique au travers de petites incisions avec 2 ou 3 instruments en visionnant l'intérieur du patient au moyen d'un endoscope et d'un écran vidéo

A l'état normal, le contenu de l'abdomen est en contact étroit avec la paroi musculaire. Pour obtenir un espace, qui permet d'introduire la caméra vidéo, il convient donc de réaliser une sorte de « bulle » de travail en gonflant l'abdomen. Pour ce faire, l'intervention commence par l'injection de gaz CO₂ dans l'abdomen. Cet espace de travail, que l'on appelle le « pneumopéritoine », est créé à l'aide d'une aiguille protégée, qui est introduite à travers la paroi abdominale. Lorsque l'espace de travail a été créé, le chirurgien utilise des « trocars », qui sont des gaines munies de valves, qui permettent de contenir le gaz dans l'abdomen. C'est par l'intermédiaire de ces trocars que sont introduits la caméra vidéo et de longs et fins instruments chirurgicaux (5-12mm de diamètre, 20-30cm de long). Ces trocars sont mis en place par des petites incisions cutanées réalisées sur la paroi abdominale. Par la suite, l'intervention se déroule « à ventre fermé », le chirurgien manipulant les instruments à l'extérieur de l'abdomen, mais en suivant les différentes manipulations à l'intérieur du ventre sur un écran de vidéo. Au réveil, le patient peut présenter des douleurs aux épaules. Elles sont provoquées par le fait que le ventre a été distendu, pour créer la « bulle opératoire » avec du gaz CO₂, qui ne peut jamais être complètement évacué en fin d'opération. Ce gaz sera cependant rapidement résorbé sans danger pour l'organisme. Ces douleurs sont passagères et

disparaîtront rapidement dans les jours suivant l'opération. Il est évident que les instruments chirurgicaux utilisés sont différents de ceux de la chirurgie conventionnelle, c'est-à-dire à « ventre ouvert ». Certains de ces instruments, comme les agrafeuses automatiques, sont des mécanismes complexes, difficiles à stériliser et donc utilisés sur un seul patient. On qualifie ces instruments « d'usage unique », ce qui signifie qu'ils sont jetés après l'opération. L'intervention mini-invasive comporte également des risques spécifiques, mes extrêmement rares. Lors de la création de la bulle de gaz, le CO₂ peut passer dans les gros vaisseaux, causant une embolie gazeuse, qui peut être mortelle ou entraîner des séquelles très graves. L'introduction de l'aiguille protégée et/ou du trocart peut aussi causer une plaie vasculaire, mais le fait est rarissime et a également des conséquences très graves.

Cette technique offre néanmoins des avantages importants car elle permet de réduire la taille des incisions et donc le traumatisme pour le patient. Cet aspect apporte une diminution du coût par une réduction du temps de séjour à l'hôpital. Cependant, en l'état des pratiques, les instruments de chirurgie mini-invasive sont longs, rigides et doivent être manipulés sans provoquer de traumatisme par le chirurgien autour d'un centre de rotation défini par le passage du trocart au travers de la peau. Cette pratique pose toutefois aux chirurgiens des problèmes de fatigue et de maniabilité des instruments qui peuvent augmenter le risque de complications chirurgicales. Le travail et l'espace chirurgical sont plus complexes. Le chirurgien et son équipe sont, tout au long de l'intervention, penchés sur le patient et guidés par une simple image bidimensionnelle sur l'écran vidéo grâce à une caméra CCD située à l'extrémité de l'endoscope.

Pour palier ces inconvénients et pour améliorer le confort de l'équipe chirurgicale, de nombreux chercheurs et quelques industriels aux USA (Sackier J. M. et Wang Y., 1994) se sont très tôt investis dans l'amélioration de la chirurgie cœlioscopique en développant des systèmes robotisés avec l'objectif premier d'améliorer, par une instrumentation adaptée, l'efficacité de l'acte chirurgical et d'augmenter le confort et limiter la fatigue du chirurgien.

1.2.2 Les dispositifs porte-endoscope

Historiquement, le développement de la robotique chirurgicale mini-invasive trouve son origine dans la réalisation des premiers systèmes robotisés porte-endoscope (Sackier J. M. et Wang Y., 1994). La Société américaine Computer Motion Inc. a été en 1997 la pionnière dans ce domaine avec la conception d'un bras porte-endoscope robotisé basé sur une structure de type SCARA (Bétemps M. et Jutard A., 2001). Ce bras robotisé AESOP (Automatic

Endoscopic System for Optimal Positioning) illustré sur la Figure 1-3-A peut être commandé vocalement (Exemple de commande : Aesop UP, Aesop Down, Aesop Right...) afin de fixer l'orientation et la position de l'endoscope à l'intérieur de la cavité abdominale.

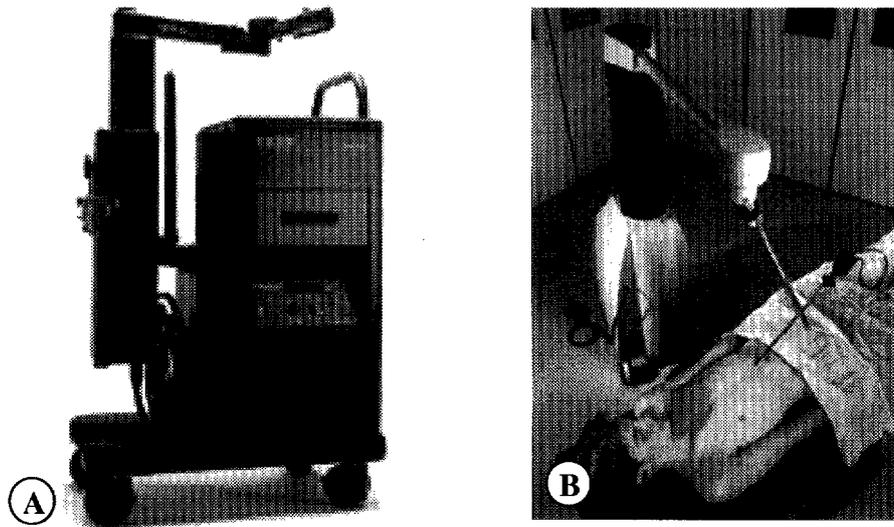
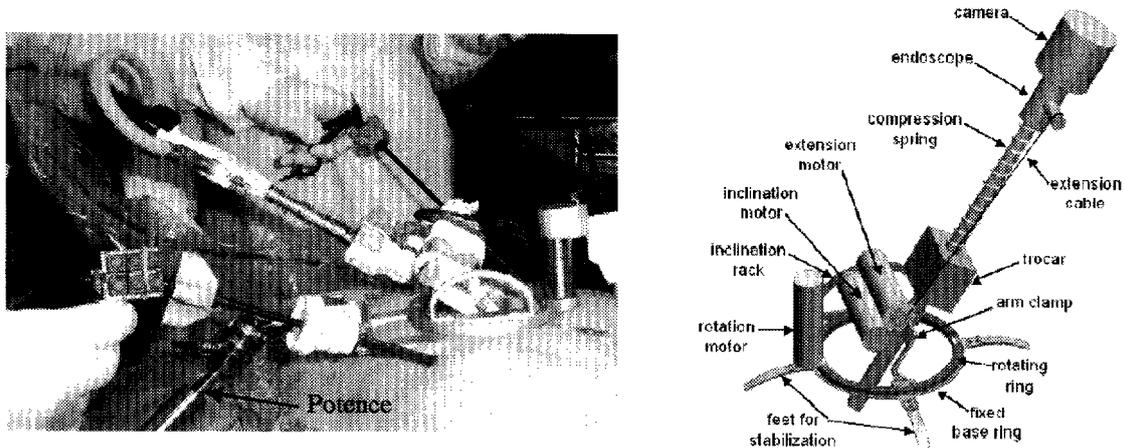


Figure 1-3 : Les deux bras porte endoscope existant en version commerciale. Leur structure déportée s'apparente à celle de l'assistant opératoire, A : Porte endoscope AESOP® (Computer Motion Inc.), B : Porte endoscope Endoassist®, (Armstrong Healthcare).

L'intérêt affiché pour ce nouveau dispositif réside dans la perspective de réduire l'équipe médicale par la suppression de l'assistant qui habituellement manipule l'endoscope pendant que le chirurgien gère ses instruments. La robotisation offre aussi un gain en termes de qualité car l'image obtenue stabilisée est non soumise à la fatigue de l'assistant. A cette occasion différentes études ont montré que la sécurité et l'efficacité ne sont pas affectées par l'utilisation d'un bras robot et que dans certains cas le temps d'intervention peut être réduit (Den Boer K. T. et al., 2002, Geis W. P. et al., 1996, Kavoussi, L. R. et al., 1995, Mettler L. et al., 1998). Avec la même philosophie, le robot EndoAssist® (Anio S. et al., 1999) a été développé par la Société Armstrong Healthcare (Cf. Figure 1-3-B). L'originalité de cette solution est d'être commandée par les mouvements de la tête du chirurgien. Ce dernier porte un casque dont les déplacements sont mesurés par un système de suivi optique et validés au moyen d'une pédale. Dans le même esprit, mais commandé au moyen d'une petite télécommande, la société belge Medsys® propose le LapMan (MED-WEB, André J. et al., 2002)

Néanmoins, il est apparemment évident que les dimensions des robots et leur coût d'investissement lié à leur niveau de technologie limitent considérablement leurs utilisations quotidiennes dans les blocs opératoires. C'est sur cette base critique que certains chercheurs (Berkelman P. et al., 2002) ont développé le robot LER. Ce petit robot compact, commandé vocalement, se positionne directement sur l'abdomen du patient tout en étant maintenu par des sangles ou par une potence fixées sur le lit du patient (Cf. Figure 1-4).

Sa conception permet de dégager l'espace autour du lit sans au détriment d'une occupation de



la zone abdominale par laquelle on introduira le reste de l'instrumentation (pinces, ciseaux, agrafeuses...). Cet exemple illustre la tendance actuelle à se diriger vers la conception de petits systèmes légers très proches du patient. Nous verrons néanmoins que cette alternative, qui peut sembler très intéressante à première vue, est difficile à mettre en œuvre dans la conception d'un système complet de téléchirurgie.

1.2.3 Les dispositifs de téléchirurgie

Contrairement aux robots autonomes décrits précédemment, la boucle d'asservissement d'un dispositif téléopéré n'est pas complètement fermée pour pouvoir agir sur des tissus mous. Le chirurgien adapte le déplacement des outils portés par le robot en fonction de la déformation des tissus et du retour visuel qu'il en perçoit : c'est par l'image de ses gestes que le chirurgien ferme la boucle d'asservissement du système robotique.

Les premières travaux réalisés sur la téléopération furent ceux engagés, en 1990, par le SRI-International afin de développer un dispositif utilisable par l'armée pour effectuer des actes chirurgicaux à distance (Hill J.W. et Salisbury J.K, 1996): le TeSS (Telepresence Surgical

System). Ce premier système comprenait une console munie de deux bras expert à 6 DDL permettant de commander au travers d'une vision stéréoscopique les deux bras patients du robot (Cf. Figure 1-5).

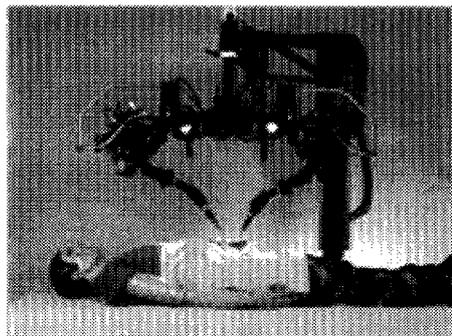


Figure 1-5 : Le TeSS, Premier prototype de robot chirurgical téléopéré développé par SRI-International dans le cadre d'une application militaire.

Parallèlement à cette proposition, la technique de chirurgie mini-invasive s'impose de plus en plus dans les blocs opératoires. Il devient donc évident de concevoir des systèmes robotisés permettant d'effectuer des interventions chirurgicales au travers de petites incisions en rendant au chirurgien toute la dextérité qu'il possède lors d'une intervention en chirurgie ouverte. C'est sur ce concept de robotique chirurgicale mini-invasive que (Madhani A. J. et al., 1998, MAD-WEB) ont développé le Black Falcon.

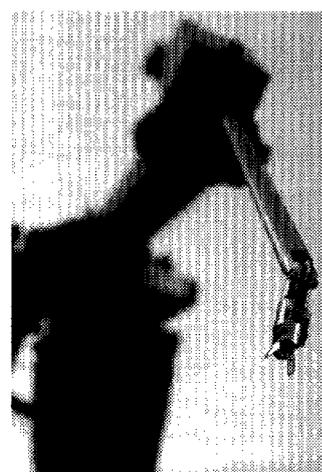


Figure 1-6 : Robot Black Falcon : Bras télémanipulé basé sur une architecture parallélogramme et un outil de 10mm orientable au moyen de câbles mécaniques (8 DLL).

Le Black Falcon est un bras manipulateur à 8 DDL construit sur le principe du centre instantané de rotation déporté (Cf. Figure 1-6). Au moyen d'une structure parallélogramme, ce système réalise un centre de rotation mécanique fixe permettant de manipuler des instruments dans l'abdomen sans provoquer de traumatisme sur les tissus au niveau du trocart (Madhani A. J., 1998). Les degrés de liberté de l'outil terminal sont obtenus par les

articulations du robot à l'extérieur du patient (4 DDL), mais aussi par les articulations de l'instrument qui se trouve à l'intérieur du patient (4 DDL). Au moyen d'une interface haptique PHANTOM (Massie T. H. et Salisbury J. K., 1994) modifiée et d'une mesure du courant sur la motorisation, le système redonne au chirurgien une sensation des efforts appliqués sur les tissus ou sur les aiguilles de suture.

Ces deux premiers développements ont servi de base aux travaux réalisés par la société Intuitive Surgical (ISI-WEB) afin de concevoir leur produit aujourd'hui commercialisé : le Da Vinci® (Cf. Figure 1-7). En 1997, le robot Da Vinci a été le premier système de téléchirurgie à avoir obtenu l'agrément de la FDA (ISI-K965001, 1997). En 2000 et 2002, la FDA délivra deux nouveaux agréments, (ISI-K990144, 2000, ISI-K022574, 2002) permettant l'utilisation de ce robot avec son ensemble complet d'instrument (outil de cautérisation, scalpel, forceps...) afin de réaliser des interventions chirurgicales mini-invasives sur l'homme dans les domaines digestif et cardiovasculaire.

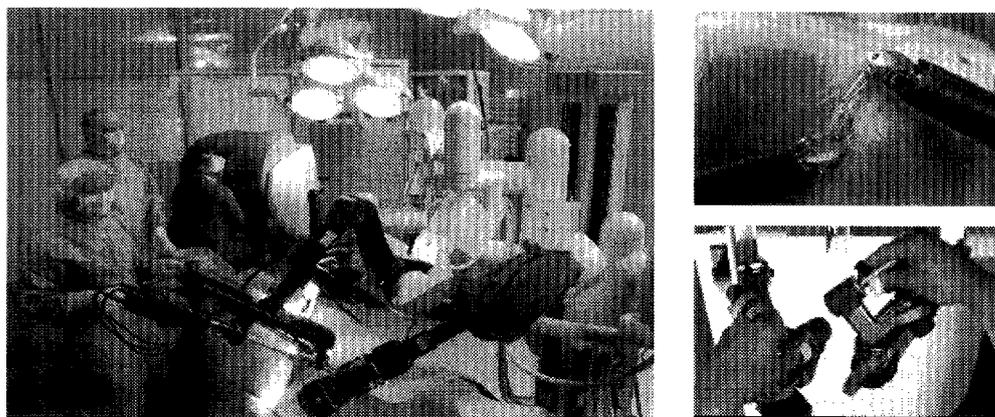


Figure 1-7 : Robot Da Vinci et son instrumentation articulée (EndoWrist) commandée manuellement à partir de deux manipulateurs.

Le système Da Vinci est composé dans sa version de base de trois structures porteuses permettant le placement des trois bras robotisés au dessus du patient (la dernière version du Da Vinci est composé de 4 bras fixés sur la même embase : 3 instruments et un endoscope 3D). Chaque bras manipule un instrument ou un endoscope suivant 4 DDL autour d'un point d'incision fixe par une structure cinématique de type parallélogramme (Salisbury J. K et Madhani A. J., 1994).

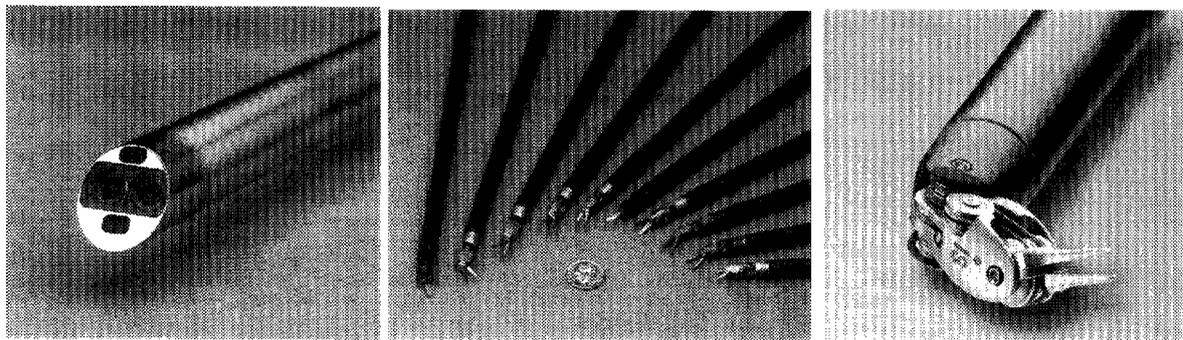


Figure 1-8 : Endoscope Stéréoscopique et ensemble des instruments du robot Da Vinci®.

Le système de vision du Da Vinci® est un des premiers systèmes commerciaux à offrir au chirurgien une vision tridimensionnelle de la zone opératoire (Burns C. R. et al., 2004), au moyen d'un endoscope à optique stéréoscopique et d'une projection séparée des images fournies par deux caméras vidéo. Le système de commande du robot Da Vinci® est basé sur une interface permettant au chirurgien d'orienter le bras robotisé et son instrumentation comme s'il pratiquait l'intervention avec ses propres mains en chirurgie ouverte. Le contrôle du mouvement de l'endoscope utilise un système commandable par le mouvement des pieds (Blumenkranz S. J. et al., 2001). La facilité de manipulation et la dextérité du robot Da Vinci® sont dues en grande partie à son instrumentation terminale utilisant une articulation à trois degrés de liberté (EndoWrist®). Les instruments, utilisables et restérilisables 10-15 fois, sont composés de trois parties (Cf. Figure 1-8). :

- Partie distale : l'EndoWrist® et outils chirurgicaux,
- Partie intermédiaire : Tube en carbone permettant une introduction de l'outil dans un trocart de 8mm,
- Partie proximale : Boîtier de commande actionnant par huit câbles l'outil terminal.

Malgré son volume important (masse du support et des trois bras supérieure à 800kg), le système Da Vinci s'est imposé vis-à-vis de son concurrent direct le robot Zeus de Computer Motion. A la suite de plusieurs actions en justice, concernant des protections industrielles, c'est dans le courant de l'année 2003 la Société Intuitive Surgical a perdu son second procès contre la Société Computer Motion sur l'utilisation de la robotique pour la chirurgie téléopérée. Suite à ce procès le directeur de la Société Computer Motion proposa à la Société Intuitive Surgical de racheter sa compagnie pour 150 millions de dollars (Benesh P., 2004). **Ce rachat permet à la société Intuitive Surgical d'avoir actuellement la propriété de plus de 150 brevets et le monopole du marché de la téléchirurgie.**

Le robot Zeus de Computer Motion reste néanmoins le premier robot commercial à avoir permis d'effectuer des interventions chirurgicales mini-invasives (Cf. Figure 1-9). Ce système introduit sur le marché en 1996 a réalisé un grand nombre des premières interventions chirurgicales téléopérées.

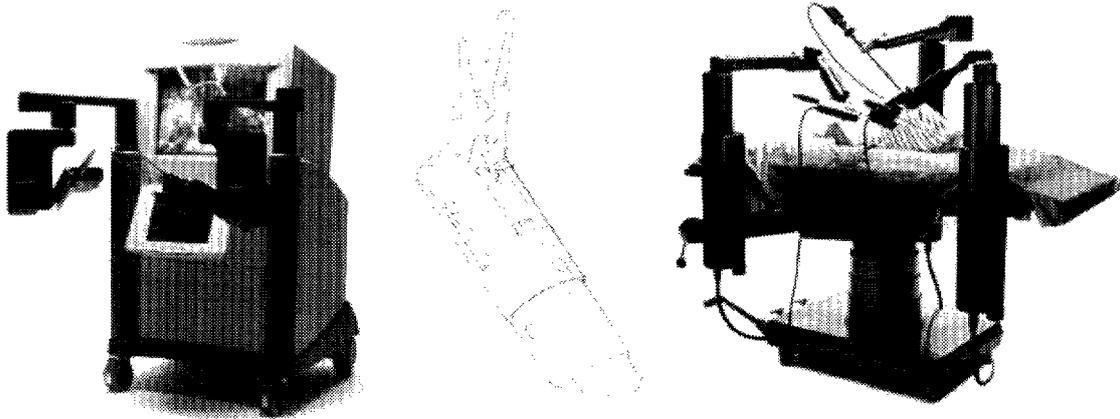


Figure 1-9 : Système de robotique médicale ZEUS® (Computer Motion Inc).

Le robot Zeus a été utilisé en novembre 1999 pour le premier pontage mini-invasif de l'artère coronaire sur cœur battant (Reichenspuner H et al., 1999) et en septembre 2001 pour une intervention de cholécystectomie entre un patient situé à Strasbourg et le Pr. J. Marescaux (IRCAD,) situé à New York (Marescaux J. et al., 2001). Cette première transatlantique, appelé « opération Lindbergh », représenta une grande avancée en démontrant les réelles possibilités de la chirurgie téléopérée. L'intervention fut possible grâce à l'aide de France Télécom qui mit en place, pour cette procédure chirurgicale, une liaison très haut débit (10Mégabits/seconde) redondante réduisant le temps de transmission des données (Image vidéo et commande des instruments) à 150ms (Ghodoussi M., et al., 2002). Contrairement au robot d'Intuitive Surgical, les bras robotisés du système Zeus manipulent les instruments de chirurgie et l'endoscope de façons indépendantes. Ces trois bras utilisent la même technologie que le manipulateur d'endoscope AESOP® qui reçu sa première accréditation par la FDA en 1996 (CM-K63126). Chacun des bras manipulateurs est accroché sur le bord de la table d'opération de telle sorte que, lorsque l'orientation de la table est modifiée, la position d'insertion des trocarts ne bouge pas. La structure des bras manipulateurs est une chaîne ouverte qui utilise un cardan passif et le trocart comme support pour l'orientation des instruments. Cette architecture ne permettant pas d'avoir un centre fixe de rotation, le robot Zeus n'est donc pas utilisable directement pour des interventions en chirurgie ouverte. La console de commande du robot comprend des bras expert offrant une configuration moins intuitive que celle offerte par le robot Da Vinci® due au fait que les mouvements des bras

experts sont inversés par rapport à ceux des bras patients. Le système de vision se compose d'un écran vidéo haute définition qui ne permet une vision 3D qu'avec l'utilisation de lunettes polarisées passives. L'instrumentation chirurgicale n'offre qu'un seul degré de liberté en plus de la fermeture et de l'ouverture des pinces (Cf. Figure 1-9).

Il est évident que nous ne sommes encore qu'au début de la chirurgie téléopérée. Les exemples précédents ne sont pas les seuls dispositifs à avoir été développés dans ce domaine. D'autres systèmes moins connus ont été réalisés pour des recherches essentiellement universitaires: La figure 1-10 illustre ces différents robots existants: Projet ARTEMIS/KISMET de l'université de Karlsruhe (Reninsland H., 1999), travaux de G. Morel du LRP, Robot de l'université de Tokyo (Mitsuishi M., 2003) (Suzuki T. et al., 2004). Au travers de ces différents exemples, on remarque une tendance qui consiste à minimiser la taille des robots chirurgiens. En effet, l'exemple des robots ZEUS® et Da Vinci® montre qu'un dispositif de robotique chirurgicale téléopérée fait appel à une technologie évoluée qui peut se révéler très coûteuse. L'ensemble des deux systèmes représentant des dispositifs très volumineux, lourds et coûteux (~1 Million de dollars pour un dispositif complet), certains chercheurs et industriels ont tenté de développer des robots chirurgiens légers, moins encombrants et utilisant des technologies moins onéreuses que celles des deux systèmes précédents.

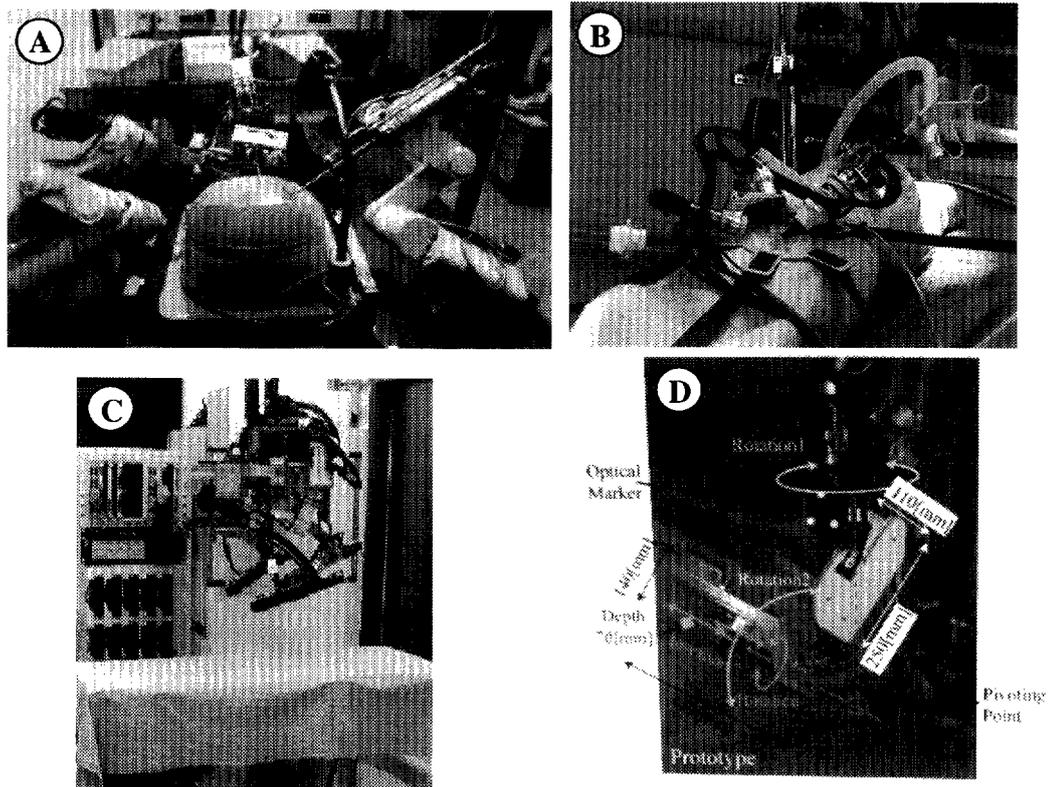


Figure 1-10 : Différents systèmes de robot existant dans le domaine de la recherche : Projet ARTEMIS, Karlsruhe (A); LRP, Paris (B), Université de Tokyo (C) (D).

Le robot Laprotek® de la Société Endovia (END-WEB) est un très bon exemple de la tendance actuelle qui consiste à développer des systèmes légers et très proches du patient. Le robot d'Endovia, issu des travaux du MIT (Brock et al., 2004, Cimino A. et et Cunningham R, 2002, Rogers G.S. et Cao C.G.L., 2004) et financé par la DARPA , est constitué dans sa première version de deux bras permettant de manipuler des instruments articulés sur une base simplifiée de ceux du robot Da Vinci® (Cf. Figure 1-11). Les bras du robot sont accrochés à la table d'opération et respectent la position du centre instantané de rotation lié au trocart au moyen de 2 degrés de liberté et d'un guide incurvé. L'ensemble de la motorisation du robot est intégré dans un bloc accroché à la table d'opération et commande le mouvement des bras au moyen de plusieurs câbles mécaniques. La console de commande est composée d'une interface manuelle proche de celle du robot Da Vinci® avec un système de vision n'offrant qu'une vision bidimensionnelle de la scène chirurgicale.

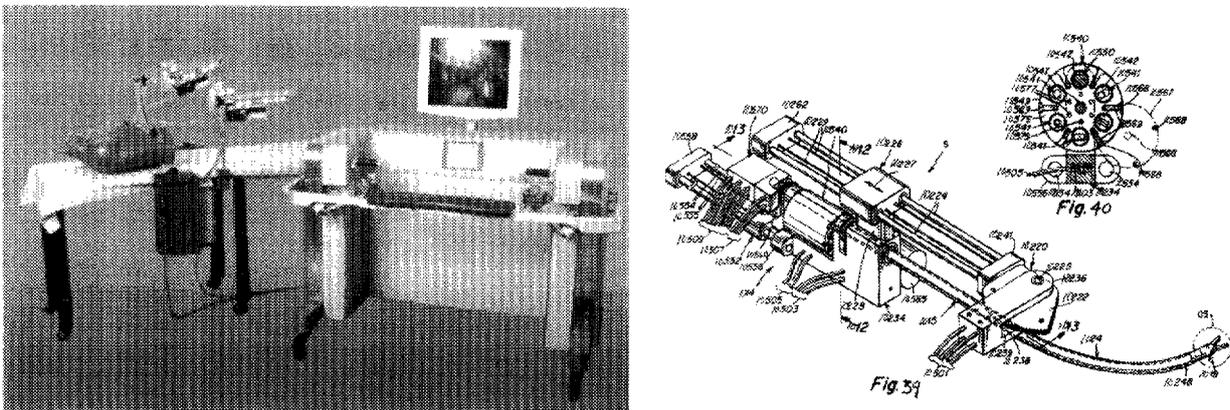


Figure 1-11 : Système robotisé léger Laprotek® (société Endovia Inc.).

L'approche d'Endovia dans ce domaine de la chirurgie téléopérée est très intéressante, mais elle a été confrontée à l'omniprésence sur le marché du robot Da Vinci® d'Intuitive Surgical. Ce monopole, la forte probabilité d'action en justice de la société Intuitive Surgical et un certain manque de financement freinent considérablement les ambitions de la société Endovia. Le robot Laprotek® a été réalisé jusqu'au niveau du produit industriel, mais malgré l'innovation dont ont fait preuve ses concepteurs, tout ce qui semble rester pour l'instant de la société est quelques brevets. Cet exemple montre que le principe de la téléchirurgie est pratiquement devenu un enjeu de propriété industrielle et qu'il sera difficile d'innover dans ce domaine sans prendre en compte la domination du principal leader.

2 Questions posées par l'introduction de la chirurgie robotisée

L'introduction de la robotique dans le monde de la chirurgie mini-invasive soulève plusieurs difficultés majeures :

- L'encombrement du robot et l'organisation du bloc opératoire,
- La dextérité et rigidité du robot et de l'instrumentation,
- Le coût d'achat, de maintenance et d'exploitation,
- La formation du personnel hospitalier.

C'est par la résolution de ces difficultés que l'on peut définir une démarche de conception d'un dispositif robotisé.

2.1 Organisation du bloc

Les robots existant sur le marché et utilisés dans les hopitaux sont encore des dispositifs complexes et encombrants. Ils s'intègrent mal dans des blocs opératoires dont l'architecture n'est pas toujours adaptée :

- Exiguïté du bloc,
- Absence de contrôle par le chirurgien,
- Chirurgien dépendant d'une assistance plus ou moins expérimentée,
- Placement des colonnes vidéo non optimisées,
- Câblage gênant le déplacement du personnel.

Ils obligent à repenser le geste chirurgical et l'architecture du bloc opératoire. La société Karl Storz (STO-WEB), comme beaucoup d'autres, propose au travers de l'OR1® un exemple d'intégration complète du bloc opératoire avec une gestion centralisée des dispositifs médicaux et une limitation de l'encombrement au sol. On imagine alors que l'introduction de la robotique au sein des blocs opératoires ne pourra se faire correctement que si on applique une démarche de conception globale.

2.2 Conséquence sur le personnel

L'introduction de robots en salle d'opération pourrait avoir des conséquences multiples sur les métiers, les compétences et l'organisation du travail :

- L'extension des compétences des équipes soignantes des blocs opératoires (chirurgiens, anesthésistes et panseuses) aux domaines qui concernent l'utilisation des robots, l'asepsie correspondante, le contrôle qualité lié à ces nouveaux équipements par un contrôle rigoureux de tous les composants avant le démarrage de l'activité opératoire de la journée,
- la prise en compte de ces nouvelles dimensions par les autres secteurs travaillant pour le bloc opératoire (biomédical, informatique, maintenance des locaux),
- l'intégration des notions d'ingénierie par l'instrumentaliste et la panseuse, permettant une approche professionnelle adaptée aux techniques de robotique : microinstrumentation, manipulation du robot, saisie de données, télétransmissions et stérilisation d'appareils complexes.

2.3 Impact économique et financier

2.3.1 Généralités

L'aspect financier est un point très critique. Le rapport coût/gain thérapeutique doit être démontré favorable afin d'approuver la généralisation des systèmes robotisés dans les blocs opératoires. La chirurgie robotisée n'est pas encore une activité reconnue par la comptabilité analytique hospitalière et par les organismes financeurs :

- l'activité de chirurgie robotisée ne se traduit pas en termes de points ISA (indice synthétique d'activité) car les groupes homogènes de malades ne prennent pas en compte les moyens mis en œuvre lors d'une intervention robotisée,
- le remboursement par les caisses d'assurance maladie d'une intervention chirurgicale est identique, que cette dernière ait été réalisée ou non à l'aide de robots chirurgicaux.

Les établissements hospitaliers doivent donc prendre à leur charge le surcoût lié à l'utilisation de robots.

Cette non-identification de l'activité, le coût d'investissement élevé du dispositif, le coût de la maintenance et le coût par intervention limitent l'accès à cette technologie et réduisent les possibilités de diffusion de la pratique de la chirurgie robotisée. Cette situation ne permet pas d'apprécier les éventuelles réductions de dépenses induites par la chirurgie robotisée sur du long terme. Sur ce point, la société Intuitive Surgical® argumente néanmoins que l'achat de son nouveau robot à quatre bras (175000\$ en plus du prix de base du système complet) permet la suppression d'une infirmière de bloc (Benesh P., 2004). Pour évaluer correctement

ce genre de facteur, des études prospectives doivent être envisagées. Certaines sont en cours mais elles sont forcément très longues, et deviennent éthiquement difficiles à poursuivre par les équipes chirurgicales qui y participent, dès lors qu'elles commencent à acquérir l'habitude de ces nouveaux appareils en fonction de leur utilisation quotidienne. Afin de mieux comprendre le surcoût engendré par l'utilisation de la chirurgie mini-invasive robotisée, nous allons présenter une analyse sommaire du coût de l'intervention pour les systèmes existant sur le marché.

2.3.2 Analyse du coût

Dans cette analyse sommaire, l'étude se limite à l'aspect purement matériel de l'intervention. L'évaluation est basée sur l'amortissement du matériel et les facteurs humains (formation, nombre de personnes au bloc, nature de l'opération...) ne sont pas pris en compte. En termes de dispositif médical, la pratique de la chirurgie mini-invasive manuelle nécessite une colonne endoscopique dont le coût avoisine les 50k€. Le nombre d'instruments utilisés lors d'une intervention chirurgicale est en moyenne de 6 outils (Ciseaux, pinces, pince bipolaire, bistouri monopolaire, 2 porte-aiguilles). Si l'on décide d'utiliser un jeu d'instruments re-stérilisables, on peut évaluer son coût entre 30€ et 50€ par intervention. Dans le cas d'un jeu d'instruments jetables le coût se situe entre 350€ et 460€. L'amortissement d'un dispositif médical s'évalue sur une période de 7 à 10 ans. Le nombre d'opérations effectuées dans une salle équipée d'une colonne d'endoscopie peut être au minimum estimée à 520 par an dans les hôpitaux (2 opérations par jour, 5 jours par semaine). Le coût maximal d'une intervention chirurgicale est de l'ordre de $(50€ + 50000€ / 7ans \cdot 520) = 63 €$ par intervention avec des outils re-stérilisables. Ce chiffre approche les 470 € dans le cas de l'utilisation d'un matériel à usage unique (Charvet-Protat S., 1994).

Le prix de vente du robot américain Da Vinci est de l'ordre de 1,2M€, le coût de son instrumentation approche les 1200 € par intervention (Si la maintenance est intégrée dans ce calcul on obtient un surplus d'environ 100 € par acte pour chaque système robotisé.). Si ce système est utilisé intensivement (2 opérations par jour), le coût de l'intervention approche alors les 1500 € par acte (Dans le cas du robot Zeus, où l'instrumentation est moins performante, le coût était moitié moindre: 875 € par acte).

Afin d'évaluer l'impact du coût matériel de la robotique chirurgicale, il est intéressant de le comparer avec celui engendré par l'utilisation d'un IRM. En effet, un IRM est un dispositif médical complexe et très coûteux dont le prix d'achat avoisine les 1-1,5M € et pour lequel

l'assurance maladie prend en charge la totalité des 315 € du montant de l'examen. Afin que la robotique médicale devienne un outil thérapeutique aussi bien considérée que l'IRM pour ses qualités en termes de diagnostic, il faudrait que des études démontrent l'efficacité des systèmes robotisés, que leur coût de réalisation baisse, et surtout que le montant de l'instrumentation chute du tiers de sa valeur actuelle. En effet, lorsque l'on regarde les évaluations faites précédemment on comprend facilement que le facteur important du coût de la chirurgie manuelle et robotisée n'est pas vraiment l'investissement du robot en lui-même, mais surtout **son consommable** (et son exploitation) qui **représente 80% du coût total d'une intervention**.

Le coût de la robotique chirurgicale reste donc trop élevé et son utilisation est encore, pour beaucoup de cas, au stade d'études cliniques. En France, les dispositifs sont disponibles à la location ou à l'achat. Le manque de validations cliniques pertinentes implique que peu d'établissements hospitaliers achètent les appareils, la location paraissant un choix raisonnable compte tenu de l'évolution rapide des logiciels et de la technique elle-même. **Il nous faut donc travailler, au sein du projet EndoXiroB, dans la réduction des coûts de la robotique médicale et plus particulièrement de son instrumentation.**

3 EndoXiroB : Notre projet fédérateur

La téléopération mini-invasive est une porte d'entrée pour la robotisation de la chirurgie des tissus mous. Nous avons souligné dans le chapitre I-§1.2.3 que les premières tentatives remontent à une dizaine d'années et que les premiers robots ont été proposés aux professionnels en 1997. Une offre commerciale majeure est le robot Da Vinci®, déjà diffusé en 230 exemplaires dans le monde. Ce dispositif est une proposition de très grande technicité. Son ensemble expert-patient se fonde sur des options, que la société Intuitive Surgical® a protégé par plus de 120 brevets nationaux et internationaux. L'exploitation en cours des premières machines ouvre la voie à de nombreuses améliorations. Pour venir concurrencer ce dispositif, il faut allier plusieurs facteurs, tous très complexes :

- Il faut être capable de mobiliser un effort de recherche et développement considérable que l'on peut évaluer à partir de l'expérience récente d'Endovia Inc. à 15H/an, à plein temps, soit environ 13 millions d'Euros, sur 5 ans,
- Il faut pouvoir contourner les brevets les plus protecteurs et proposer des solutions originales,
- Il faut travailler dans les faiblesses du robot Da Vinci qui sont :

- La disponibilité de l'ensemble qui reste très limitée par les lourdeurs d'installation, les réglages, et la maintenance,
- Les coûts associés aux instruments jetables ou stérilisables,
- Les réticences de certains professionnels qui voient dans l'arrivée de ces robots des risques d'éloignement entre le patient et le chirurgien
- Il faut travailler dans une perspective à long terme, en considérant le problème de la robotisation chirurgicale au niveau plus élevé de l'organisation de l'infrastructure hospitalière, de l'organisation des salles d'opération, de la formation du personnel, de l'emploi et des conditions de travail.

C'est donc un long chemin qui peut conduire à une robotisation de l'acte chirurgical. **C'est cette analyse, faite de certitudes sur l'aboutissement final (certitudes sur les intérêts des patients, sur le confort et les conditions de travail de l'équipe chirurgicale) et faite aussi d'interrogations diverses sur les délais et les enjeux scientifiques et techniques, qui a motivé l'engagement initial de la société Sinters SAS et du LAAS/CNRS, complétés par un consortium réunissant le CEA, le CHU de Rangueil, l'ONERA-CERT, LIRMM, INRIA, IET, SIQUALIS SA.**

En ce qui nous concerne plus précisément, nous voyons aussi la possibilité d'apporter une originalité et une efficacité par un travail sur la miniaturisation des outils et la création d'outil « intelligents ».

3.1 Origine de nos travaux

L'idée de l'Association GRETERM créée à Toulouse entre le CHU de Rangueil, le LAAS/CNRS et la société Sinters était de mettre en place un centre de « compétence » en robotique chirurgicale, de manière à préparer cette mutation : la demande initiale était d'acheter un robot américain et de travailler sur son amélioration dans un esprit de complète coopération. La démarche américaine, déjà très concurrentielle, a interdit toute idée de partenariat, conduisant les équipes à concevoir et fabriquer un robot européen. Le Ministère de la Recherche a appuyé cette demande par le lancement d'une pré-étude où se sont associés les neuf partenaires cités ci-dessus dans le cadre d'un appel d'offre RNTS (2000).

Le projet EndoXiroB comporte un programme de travail qui couvre, dans une première étape de faisabilité, tous les aspects d'un projet complet :

- La société Sinters SAS assure le suivi du projet et l'intégration industrielle du dispositif complet,

- Le LAAS/CNRS s'occupe de la conception du bras robotisé et de l'instrumentation terminale,
- L'ONERA/CERT contribue avec le LAAS/CNRS à la conception de l'instrumentation
- Le CHU de Toulouse Rangueil offre son expertise au travers des chirurgiens et sa plate-forme de chirurgie expérimentale pour les validations techniques du robot,
- Le CEA/LIST offre son expertise dans la commande par retour d'effort en développant la commande du robot,
- Le LIRMM a en charge le développement de la commande entre les parties experte et patient du système robotisé,
- L'INRIA s'occupe de simulation préopératoire et de l'interface homme-machine,
- L'IET (Institut Européen de Télémedecine) s'intéresse à l'aspect juridique et éthique,
- La société Siqualis SA s'occupe de l'aspect qualité, de la normalisation et de la réglementation CE.

Au LAAS/CNRS, deux groupes ont été sollicités :

- Le groupe RIA pour la conception du bras robot patient,
- Le groupe MIS pour la conception d'outils terminaux articulés et « intelligents ».

Notre travail s'intègre donc dans ce projet EndoXiroB. Il s'est effectué dans le cadre d'une collaboration étroite entre le LAAS/CNRS (MIS et RIA) et la société Sintors SAS (Convention CIFRE). Nos choix ont été guidés, en partie, par les avancées techniques des produits américains que nous avons analysés afin de développer une solution française propre selon notre ambition et nos moyens.

3.2 Présentation du système expert-patient

Dans le processus de conception d'un système robotisé, l'encombrement, la performance, et le coût sont trois difficultés étroitement liées les unes aux autres de façon technologique et économique. Dans la théorie, la demande des chirurgiens se définit par le besoin d'avoir un dispositif robotisé peu encombrant, laissant un accès aisé aux assistants chirurgiens et un coût d'exploitation compatible avec les prestations de la sécurité sociale.

Dans cette définition, le terme faible encombrement s'oppose à celui de l'accessibilité. Plus le robot est petit (Berkelman P. et al., 2002), plus il doit être proche du patient, impliquant le placement des actionneurs motorisés à proximité du patient. Dans ce cas l'accessibilité autour de la table opératoire est facilitée, mais l'abdomen du patient est chargé par une mécanique qui complique la disposition des outils chirurgicaux et empêche le placement d'outils auxiliaires manipulés par un assistant opératoire. Inversement, la réalisation d'un système robotisé portant un instrument léger et dégagé implique un éloignement des actionneurs. Ce déport impose l'utilisation d'une motorisation puissante pouvant manipuler la masse que représentent l'instrument terminal et sa structure porteuse. La puissance des motorisations étant bien souvent proportionnelle à leurs masses, la structure qui supporte l'ensemble des bras et des instruments devient à son tour extrêmement lourde et finalement encombrante. La zone d'accès se trouve dégagée au niveau du patient, mais, à l'image des 800kg du robot Da Vinci®, le pied principal du robot est très encombrant et sa masse excessive peu rendre difficile son déplacement. La masse que représente le robot est alors à son tour, bien souvent proportionnelle à son coût d'achat et d'exploitation. Une bonne approche consisterait à diminuer la taille des bras et de déplacer les moteurs afin d'alléger les structures et de réduire l'encombrement. Mais cette issue, choisie par exemple par la société Endovia® en utilisant des câbles gainés, réduit d'autant plus la rigidité du robot, complique les méthodes de commande et les lois d'automatisation. L'avantage, c'est qu'un tel système permet un déplacement aisé d'un bloc opératoire à un autre. On peut toujours se poser la question de savoir si cette mobilité, bien souvent demandée à cause du coût d'investissement, est vraiment obligatoire ? Ne peut-on pas envisager d'installer définitivement un robot au plafond d'un bloc spécialisé afin de n'y réaliser que des opérations nécessitant un dispositif robotisé ? La question reste posée au sein de la communauté scientifique hospitalière et la réponse est encore bien difficile à évaluer.

Comme nous l'avons souligné dans le chapitre précédent, le développement technologique d'un robot chirurgical doit se concentrer particulièrement sur la conception d'instruments chirurgicaux de faible coût afin de limiter les dépenses engendrées par la robotisation de l'acte chirurgical. C'est suivant cet axe de pensée que nous avons développé nos travaux. Le bras robotisé EndoXiroB est alors considéré comme un support à notre travail, et les choix de conception qu'il subit affectent peu nos options de développement sur l'instrumentation terminale. Le bras robotisé patient et son bras expert restent néanmoins des parties clef complexes que nous allons présenter succinctement.

Au sein d'un dispositif de téléchirurgie, le bras expert permet de manipuler le robot suivant plusieurs axes de direction et de redonner, grâce au retour des efforts, une sensation de toucher au chirurgien. Avant de développer les travaux réalisés par le LAAS/CNRS sur le bras patient, nous présenterons donc, ceux du CEA concernant le bras expert Virtuose du robot EndoXiroB.

3.2.1 Présentation du bras expert Virtuose

Généralement, les organes de commande à 6DDL utilisent une structure série à 3DDL (bras porteur) obligeant à actionner de façon lourde et complexe, trois axes à l'extrémité du robot (poignet de l'outil). Avec une structure parallèle classique, ce problème est moins important, mais les débattements articulaires sont réduits. Le bras Virtuose, développé par le CEA-LIST pour le robot EndoXiroB, utilise une architecture originale composée de deux structures séries à 3DDL à retour d'effort couplées entre-elles par une rotation entre les deux structures. De

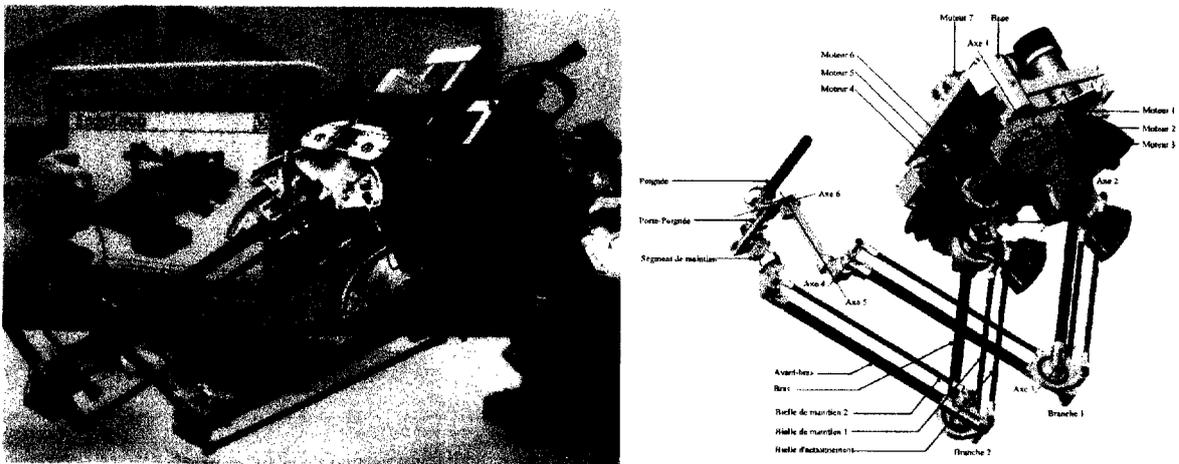


Figure 3-1 : Bras maître Virtuose pour la commande du robot EndoXiroB, CEA-LIST.

conception simple et performante, les parties mécaniques sont fines et légères conférant au système d'excellentes caractéristiques dynamiques (Cf. Figure 3-1).

On obtient ainsi un système de commande à 6DDL avec retour d'effort. En distribuant les actionneurs en trois groupes (trois moteurs dans chacune des sous structures et à l'extrémité) on obtient finalement un retour d'effort supérieur à 15N et 0,5Nm dans toutes les directions. Ce système bénéficiant de la simplicité des structures parallèles sans être limité par ses inconvénients en termes de déplacement, le Virtuose permet de grands débattements notamment en orientation : ils sont supérieurs à 200mm et 120° dans toutes les directions de l'espace de travail. Par ailleurs, le bras possède 2DDL passifs supplémentaires afin de rejeter les singularités hors de l'espace de travail. Le bras intègre à son extrémité un organe de

préhension à 2 doigts permettant de commander l'ouverture et la fermeture des outils de chirurgie. Un bras expert est donc une structure mécanique à 7DDL permettant de positionner un bras patient, d'orienter l'articulation terminale et de fermer et ouvrir sa pince. Le système de commande fournit des fonctions de démultiplication en effort et en position. Ce facteur d'échelle, ajouté à celui de la vision au travers de l'endoscope, permet au chirurgien d'avoir la sensation de travailler sur une structure anatomique de grande taille, alors qu'il se trouve à manipuler des petites artères. Comme le souligne (Wagner C. R. et al., 2002), l'utilisation du retour d'effort sur un robot chirurgical permettra de diminuer les forces appliquées sur les tissus et le nombre d'erreur commises durant l'acte chirurgical.

3.2.2 Présentation du bras patient EndoXiroB

Chronologiquement, nous avons, dans un premier temps travaillé sur la réalisation d'un robot de faibles dimensions et proche du patient. Mais après avoir constaté les problèmes d'encombrement cités précédemment, nous avons opté pour une structure robotisée proche du Da Vinci® en recherchant des solutions originales éloignées de ses protections industrielles. Le dispositif ainsi réalisé et breveté par (Giraud A. et al., 2002) du LAAS/CNRS, est un robot présentant 3 DDL et répondant aux spécifications du cahier des charges en Annexe I. Le dispositif robotisé, illustré par la figure 3-2-A, est composé d'une structure à deux parallélogrammes, orientés suivant un pivot central, afin d'effectuer un mouvement de cône avec comme point fixe le passage du trocart dans le patient. La pénétration de l'outil dans le patient est réalisée par l'intégration d'une crémaillère entre le premier et le second parallélogramme. C'est donc tout l'ensemble mécanique du second parallélogramme qui peut s'incliner et subir une translation verticale pour faire entrer et sortir l'outil par le passage du trocart. Sur ce second parallélogramme se trouve aussi un ensemble de petits moteurs qui actionnent l'instrument chirurgical au moyen de câbles mécaniques. La structure du robot est de forme parallélogramme afin de permettre une orientation mécanique passive autour d'un point fixe. Dans cette configuration, un déplacement manuel du robot interdit toute erreur de positionnement, puisque l'architecture mécanique oblige le passage du tube de l'instrument par le point d'incision défini par le passage du trocart. Le robot ne prenant aucun appui au niveau du trocart, les tissus autour du point d'incision ne subissent pas de contrainte particulière (à condition que les axes de rotation soient alignés avec le trocart). Un équilibrage de la structure mécanique permet le déplacement manuel avec un minimum d'effort et l'auto-maintien en position du robot. La première maquette réalisée par le LAAS/CNRS a permis de

mettre en avant les difficultés majeures du système avant qu'il subisse une évolution sous forme d'un prototype industriel réalisé par la société Sinters SAS.

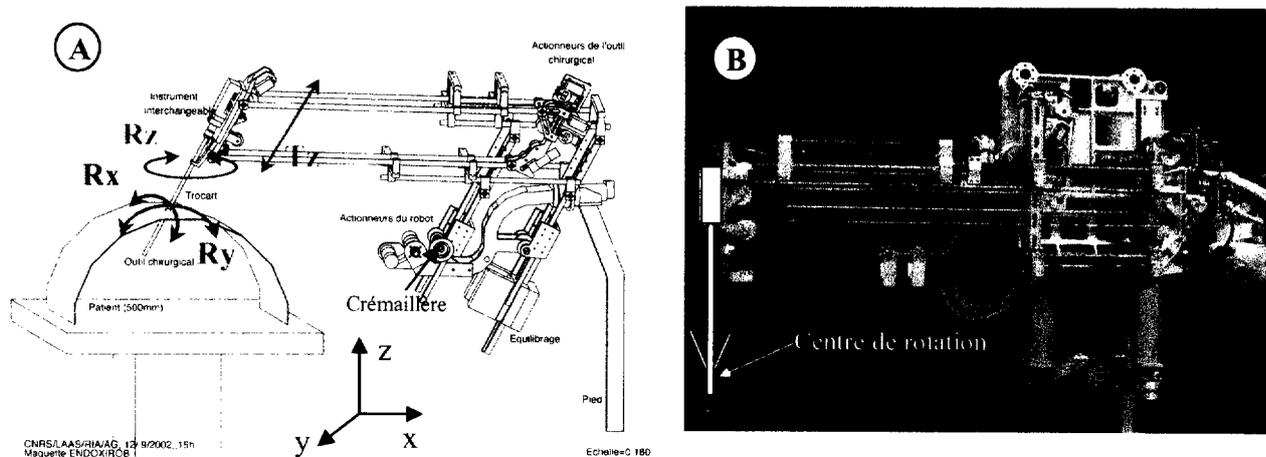


Figure 3-2 : Architecture du bras patient EndoXiroB. A : Structure de la maquette réalisée par le LAAS/CNRS, B : Prototype industriel réalisée par la société SINTERS SAS

Plusieurs changements ont été apportés sur prototype industriel afin d'améliorer la rigidité et le volume d'encombrement. Ces améliorations sont notamment la conséquence d'études réalisées à l'INRIA à partir de modèles virtuels du robot et d'un patient pour deux types d'opération chirurgicale : digestive et cardiaque (Cf. Figure 3-3). En fonction de la pathologie du patient, modélisé en 3D à partir de données scanner ou IRM (Joffre et al., 1999), il est possible d'effectuer une opération virtuelle en utilisant l'expertise du chirurgien pour connaître le placement le plus adapté des bras robotisés (Coste-Maniere E. et al., 2002). Les deux cas d'études ont permis d'évaluer l'encombrement, le placement et les limites de mobilité du robot afin d'apporter des corrections à son architecture avant la conception du prototype.



Figure 3-3 : Simulation du placement des bras maîtres EndoXiroB pour une application de chirurgie digestive et cardiaque, INRIA.

Sur la version prototype, les parallélogrammes sont donc réalisés à partir de deux plateaux qui peuvent translater au moyen d'une courroie afin d'effectuer une translation de l'instrument chirurgical (Figure 3-2-B). Ils sont décalés pour limiter l'encombrement (possibilité d'avoir un bras gauche et un bras droit). L'équilibrage et la cinématique du robot permettent de l'orienter dans toutes les directions et notamment de le positionner à l'envers pour des accès difficiles au niveau de la cage thoracique. La dimension des structures en tube de carbone et en aluminium a été augmentée afin que le système réponde à la rigidité définie dans le cahier des charges. Finalement, le dispositif possède une masse supérieure au cahier des charges : 20kg. Mais ce non-respect du cahier des charges résulte des difficultés citées précédemment concernant l'accessibilité de la zone opératoire. Notre choix est donc positionné sur une structure lourde dont la rigidité offre une facilité en termes de commande et de positionnement. L'ensemble robotisé composé de trois bras (2 bras porte-instruments et un bras porte-endoscope) sera porté par une structure accrochée au plafond du bloc opératoire afin de laisser de l'espace au sol. En fonction des évolutions techniques, on peut imaginer de réaliser un système déplaçable de bloc en bloc via un rail rattaché au plafond des salles opératoires.

Le boîtier de commande de l'instrument, non représenté sur la figure 3-2-B et en cours de mise sous brevet, est composé d'un ensemble de câbles qui sont actionnés par six moteurs. Les mouvements des actionneurs portés par le robot sont transmis au boîtier instrument au travers d'une plaque qui réalise une barrière stérile. Ce boîtier comporte 6 câbles mécaniques avec un tube en carbone, d'un diamètre de 8 mm et d'une longueur de 30 mm, assemblés sur roulements à billes afin de permettre la rotation axiale de l'outil terminal. Les câbles mécaniques sont montés afin d'orienter l'articulation terminale et de fermer et ouvrir les mâchoires de l'outil terminal. Plusieurs logements ont été réalisés à l'intérieur du boîtier afin d'y intégrer une carte électronique et un faisceau de 1,5mm de diamètre pour des connections électriques ou optiques qui alimenteront l'électronique terminale et les électrodes d'électrochirurgie. L'ensemble complet : bras robotisé et instrument de chirurgie (articulations distales non-comprises), permet de manipuler la partie terminale suivant 4DDL. C'est donc en terminaison du tube en carbone que commence le travail de notre thèse.

3.2.3 Ambitions affichées par le projet EndoXiroB

Dans le cadre du projet EndoXiroB, l'objectif de nos travaux est d'apporter à l'instrument chirurgical 3DDL supplémentaires au moyen d'une articulation commandée au maximum par

6 câbles mécaniques (2 DLL : rotations droite/gauche et bas/haut, 1DDL : fermeture/ouverture de l'outil). Cette articulation doit pouvoir se positionner facilement suivant toutes les directions dans le volume d'une demi-sphère. Afin d'avoir un système compact, le rayon de la demi-sphère doit être le plus faible possible. Une mobilité parfaite (sans aucun point dur ou zone morte) permettra de réduire l'amplitude des mouvements d'orientation des bras porteurs, ainsi que les risques de collision entre eux. Pour améliorer les dispositifs actuellement sur le marché, notre ambition est de réaliser un outillage chirurgical pouvant intégrer une fonction microsystème de mesure des forces appliquées sur les tissus. Cette option permettra l'intégration d'un retour d'effort au niveau de la partie experte du système robotisé. Un dernier point d'innovation que nous souhaitons développer est l'utilisation des microtechnologies afin de réaliser des outils chirurgicaux extrêmement précis et bon marché. Cette innovation particulière devrait, dans le cas d'un outil de thermocoagulation, consommer très peu d'énergie et augmenter de ce fait le niveau de sécurité des procédures de découpe des tissus et d'hémostase.

Conclusion

Cette présentation a permis de montrer que le principal frein aux nouvelles technologies dans le domaine médical est assurément les coûts qu'elles engendrent et la difficulté dans un premier temps de justifier de leur efficacité et de leur nécessité. De plus, les systèmes robotisés sont des structures complexes comportant des éléments critiques en termes de stérilisation et de biocompatibilité. Il est difficile d'évaluer le coût global (investissement matériel, consommable, personnel soignant et formation) de l'utilisation d'un système robotisé. La bibliographie permet de donner un aperçu déjà significatif du coût matériel (investissement + consommable) qu'engendre l'utilisation d'une chirurgie robotisée vis-à-vis d'une chirurgie manuelle (Dunlap K. D , Wanzer L., 1998 ; Giulianott P. C et al., 2003 ; Lotan Y. et al., 2004).

Dans les chapitres qui vont suivre, nous présentons notre travail qui a été guidé par l'idée d'orienter nos choix sur la conception d'un outil articulé jetable afin de limiter les risques de contamination. L'utilisation des microsystème résulte d'une ambition et d'un savoir faire du LAAS/CNRS en termes de microtechnologies silicium. Au travers des travaux de cette thèse, on souhaite démontrer qu'il existe, dans le domaine de l'instrumentation chirurgicale, un champ d'application intéressant pour l'utilisation des microtechnologies. Cette démonstration

sera développée suivant un aspect capteur (mesure des efforts) et un aspect actionneur (thermo-coagulation et découpe).

Chapitre II

Vers une Intégration des Fonctions Terminales : Les Exigences du Retour d'Effort et de la Découpe Thermo-Coagulatrice

Introduction

Dans le chapitre I, nous avons volontairement omis de détailler l'aspect instrumental des systèmes robotisés pour permettre une présentation complète de la problématique générale. Cette composante importante constitue l'axe essentiel des travaux présentés dans cette thèse. Pour l'introduire, nous la diviserons en deux sujets : L'articulation terminale (ou poignet) et l'outil terminal de chirurgie.

- L'articulation représente la structure mécanique permettant l'orientation de l'outil terminal dont les degrés de liberté sont réalisés à proximité de ce même outil.
- L'outil terminal représente la structure mécanique qui permet au chirurgien d'appliquer une action sur les tissus (Découpe, coagulation, manipulation...)

L'architecture articulée et les fonctionnalités d'un outil terminal représentent des points essentiels qui définissent principalement les performances d'une instrumentation chirurgicale téléopérée. L'objectif technique recherché est l'orientation de l'outil, porté par un tube au travers du trocart, dans toutes les directions dans le champ de travail à l'intérieur du patient. Les dispositifs commerciaux évoqués précédemment utilisent des outils basiques (forceps, ciseaux...) dont la technologie de base n'a pas évolué depuis le début de la chirurgie. Ces outils ont des modes opératoires bien souvent strictement mécaniques ne renvoyant au niveau de la console aucune information comme la température des tissus, les efforts appliqués...

Notre travail de thèse s'efforce d'ouvrir la voie de cette réflexion générale sur l'intégration de fonctions multiples embarquées dans les outils chirurgicaux. Nous avons choisi d'illustrer notre proposition sur deux exemples :

- **La conception d'un organe polyarticulé faible coût pour un instrument de chirurgie mini-invasive,**
- **La réalisation de nouveaux outils chirurgicaux permettant de mesurer des efforts et de coaguler/découper les tissus humains.**

1 Etat de l'art des articulations internes porteuses d'outils de chirurgie.

L'articulation terminale d'un outil chirurgical est un point clef de la cinématique globale d'un robot de chirurgie mini-invasive. C'est au travers de ses degrés de libertés que se définit le champ de déplacement d'un robot chirurgical. La première génération des instruments d'Intuitive Surgical®, illustrée sur la figure 1-1 utilise une articulation identique à celle d'un cardan à axe non concourant.

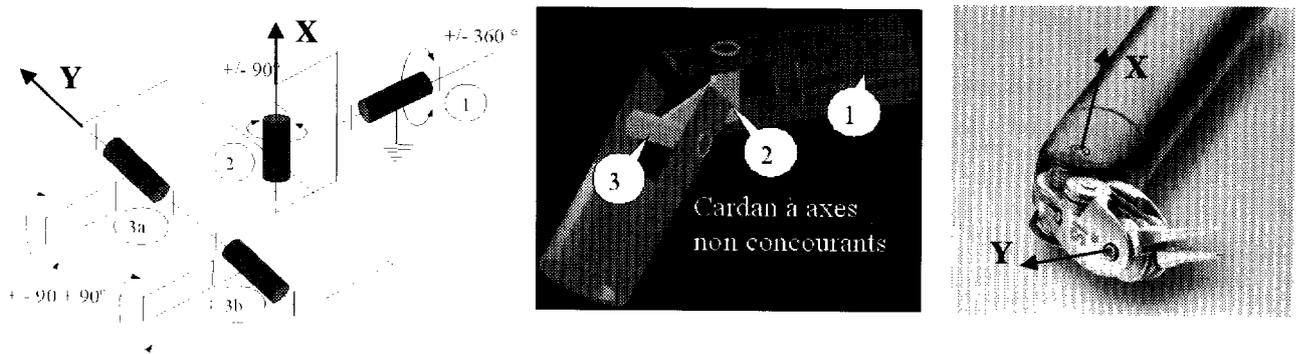
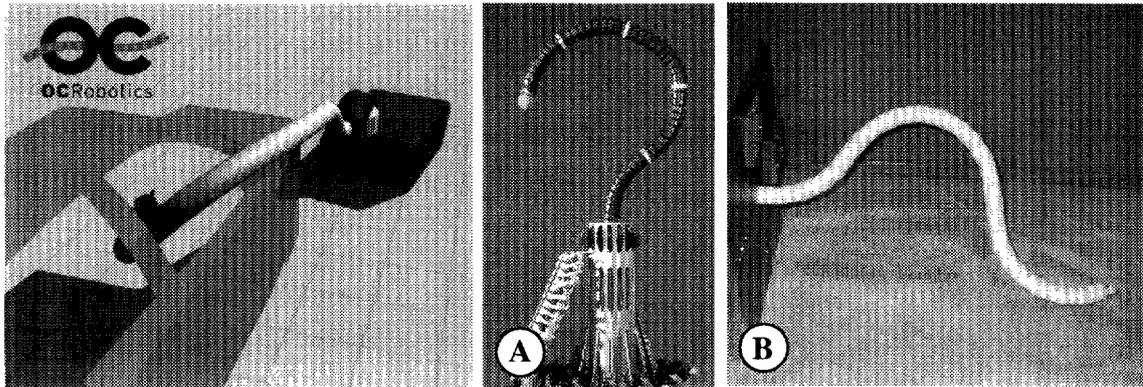


Figure 1-1 : Architecture mécanique de l'articulation d'Intuitive Surgical Inc..

Une première paire de câbles permet à l'outil d'effectuer une rotation de $\pm 90^\circ$ suivant un axe transverse (axe X). Deux autres paires font pivoter indépendamment et longitudinalement (axe Y) de $\pm 90^\circ$ chaque mors de l'outil. Les deux derniers câbles, au niveau de la tête, assurent une rotation d'environ 540° du tube porteur. Chaque paire de câble est fixée par un sertissage sur les parties mobiles de l'outil terminal et tendue en usine sur des enrouleurs qui servent à les actionner. Le concept de cette articulation terminale est intéressant car elle utilise les mêmes liaisons pour orienter et fermer les mors ce qui permet de limiter la taille de l'articulation terminale et le nombre de câbles pour l'actionnement. Le problème est que la liaison de l'articulation droite/gauche et celle des mors sont non concourantes et il est difficile d'orienter cette partie terminale suivant certaines directions (présence de points durs ou de zones mortes) : Il est impossible de faire tourner sur eux même les deux mors suivant un angle supérieur à 45° par rapport à l'axe principal du tube. **Au delà de cette limite angulaire c'est le mouvement du bras robotisé qui doit compenser les faiblesses cinématiques de la partie terminale en bougeant la tête de l'instrument suivant un cône.** En résumé, dans certaines configurations critiques, le bras robotisé doit effectuer de grands déplacements pour ne corriger que des petits déplacements de l'outil terminal. L'inconvénient se situe au niveau de l'espace d'occupation du robot et dans le risque de collision entre les bras.

Ce problème se retrouve dans la cinématique des robots de chirurgie mini-invasive présentés dans le chapitre I-§1. Un grand nombre de chercheurs ont tenté de développer des structures articulées semblables à celle d'un « corps de serpent » et permettant une orientation multidirectionnelle sans contrainte particulière de mouvement. Les premiers travaux concernent les applications industrielles et la manipulation d'objets (Buckingham R., 2002). Ces travaux sont allés jusqu'à la conception de robot bio-mimétique se déplaçant comme des serpents (Zenatti M. A. et al., 2004, BIO-WEB) (Cf. figure 1-2).



**Figure 1-2 : Dispositif articulé conçu sur le bio-mimétisme du serpent
(A : OCRobotics® inc., Buckingham R., B : Zenatti M. A.)**

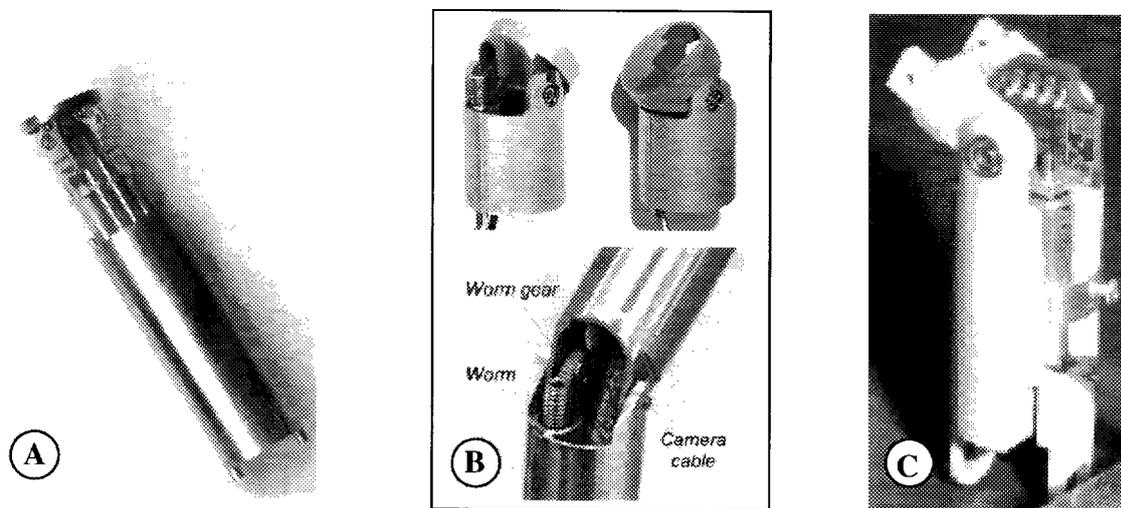
Dans le cas de l'instrumentation médicale, deux contraintes majeures se posent : la première concerne le dimensionnement des structures articulaires qui doivent être introduites dans le corps humain au travers d'un trocart de diamètre inférieur à 8mm. Le second, lié à ce petit dimensionnement, concerne la technique utilisée pour actionner l'articulation terminale que l'on souhaite intégrer au bout de l'instrument de chirurgie. Plusieurs systèmes avec diverses méthodes d'actionnement ont été développés ces dernières années sur des dispositifs utilisant des actionneurs locaux (situés à proximité de la partie terminale) ou des actionneurs déportés (éloignés de la partie terminale).

1.1 Actionnement à proximité de la partie terminale

L'intérêt majeur de ces actionneurs est leur faible taille qui permet de les intégrer dans le tube d'un instrument de chirurgie. Néanmoins, cette taille réduite implique souvent des limites liées aux forces d'actionnement et aux vitesses de déplacement.

1.1.1 Système utilisant une micromotorisation

Grâce aux techniques actuelles de miniaturisation, il est désormais possible de concevoir des micromoteurs Brushless d'un diamètre inférieur à 3mm. La société Minimotor SA (FAU-WEB) développe par exemple ce type de dispositif : elle propose dans son catalogue un micromoteur Brushless de 1,9mm de diamètre fournissant un couple de sortie de 7,5 μ Nm sans réducteur et 150 μ Nm avec réducteur planétaire. C'est sur cette avancée technologique que certains chercheurs comme (Merlet J.P., 1997 ; Peirs J. et al., 2001 ; Sallé D. et al., 2004) ont développé des concepts d'articulations afin de les utiliser pour orienter un instrument de chirurgie ou un endoscope.



**Figure 1-3 : Dispositifs articulés à partir de micro-motorisations intégrées
(A :Merlet J.P., B: Peirs J. et al., C : Sallé D. et al.)**

Les articulations de la figure 1-3 intègrent plusieurs moteurs couplés à des transmissions vis/écrou qui permettent d'augmenter, au détriment de la vitesse, les efforts appliqués sur la structure terminale. Le dispositif parallèle de la figure 1-3-A, d'un diamètre de 7mm, est composé de trois moteurs et d'un plateau proche du mécanisme de Stewart articulé suivant 3 DDL, permettant une translation et orientation de +/- 30° suivant toutes les directions. L'articulation de la figure 1-3-B est une structure cardan de 8mm de diamètre à 1 DDL intégrant une mini-caméra et un micromoteur Smoovy®. La figure 1-3-B montre une version modulaire de 10mm de diamètre avec un micromoteur et un capteur de position (Dombre E. et al., 2004). En règle générale, ces deux dispositifs ont des vitesses d'angulation de 55°/s avec des couples entre 5 et 10mN. Dans les trois cas, ces systèmes trouvent leurs limites dans la fragilité des composants constituant les mini-moteurs.

1.1.2 Système à mémoire de forme

Dans les années 1990, l'invention des alliages de métaux à base de Nickel et de Titane (NiTi) a donné naissance à une nouvelle génération d'actionneurs (Patoor E et al., 1994). Les alliages NiTi (Lee H. J. et al., 2000) ont la caractéristique principale de mémoriser la forme que l'on leur donne durant une phase de pré-traitement. En effet, si on enroule en spirale un fil de NiTi à sa température de « mémoire » (variable entre 50°C et 90°C), dès qu'il sera échauffé il reprendra, quelle que soit sa forme à froid, celle qu'il avait à chaud. La figure 1-4 donne deux exemples développés par (Chapelle F. et al., 1998) du LRP et (Reynaerts D. et al., 1999). Ces deux dispositifs d'un diamètre inférieur à 8mm, sont composés d'un nombre élevé de segments dont l'objectif est de réaliser une structure longue et déformable comme le corps d'un serpent : on a pensé utiliser ces propriétés pour orienter un endoscope dans des zones à géométrie difficile (Ex : Colon, Artère...)

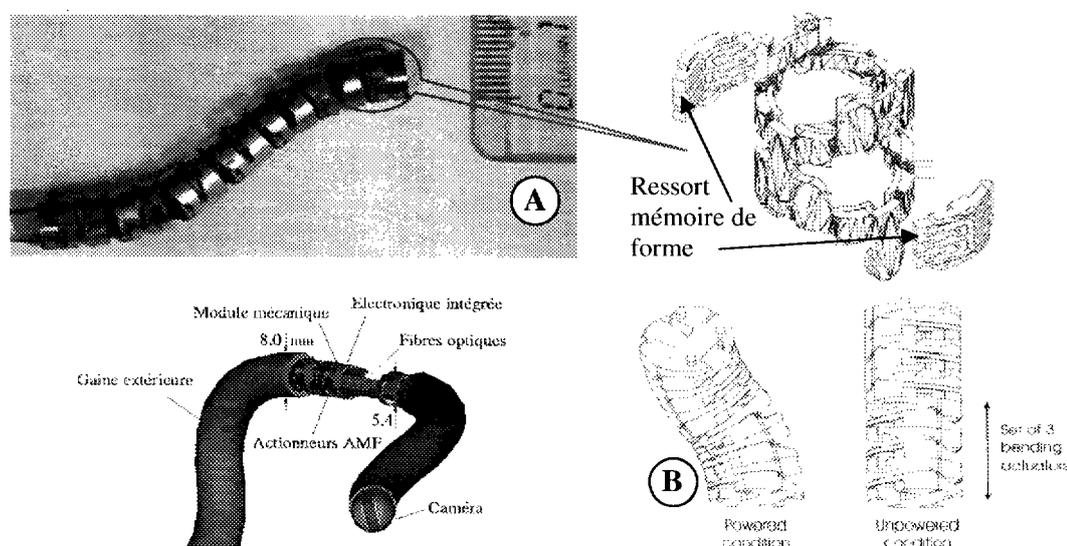


Figure 1-4 : Dispositifs articulés a partir d'éléments à matériaux à mémoire de forme (A : Chapelle F. et al., B : Reynaerts et al.).

Techniquement les actionneurs à mémoire de forme sont des éléments, qui à l'image d'un muscle, fournissent une force unilatérale. Ce qui oblige de doubler les ressorts actionneurs afin de donner à chaque segment une déformation bilatérale. Malgré leur temps de réponse (~1s) et leur température d'actionnement souvent trop élevée pour le corps humain, les alliages NiTi possèdent l'énorme avantage de fournir des forces très importantes à partir de matériaux totalement biocompatibles (Kujala S. et al., 2004). Grâce à sa biocompatibilité et à ses caractéristiques super élastiques, le NiTi est aujourd'hui couramment utilisé pour des stents réalisant l'angioplastie des artères coronaires par cathétérisme (O'Brien B., et al., 2002).

1.1.3 Système hydraulique et actionneur piezo-électrique

Les actionneurs hydrauliques peuvent être des mini-vérins ou, pour des efforts très faibles, des petits soufflets pneumatiques (Bailly Y., 2004). (Reynaerts D. et al., 1999) ont développé un dispositif articulé de 12mm de diamètre, proche de celui de (Merlet J.P. et al., 1997), qui utilise des microvérins pneumatiques afin d'orienter un plate-forme de Stewart suivant 3 DDL (Cf. Figure 1-5-A). L'avantage d'un tel dispositif réside dans la puissance de ses actionneurs qui fonctionnent sous une pression de 10 Bar et fournissent une poussée de 7N chacun. L'utilisation de microvérin reste cependant difficile car elle implique l'intégration d'une commande complexe prenant en compte la pression et la déformation des fluides dans le circuit hydraulique.

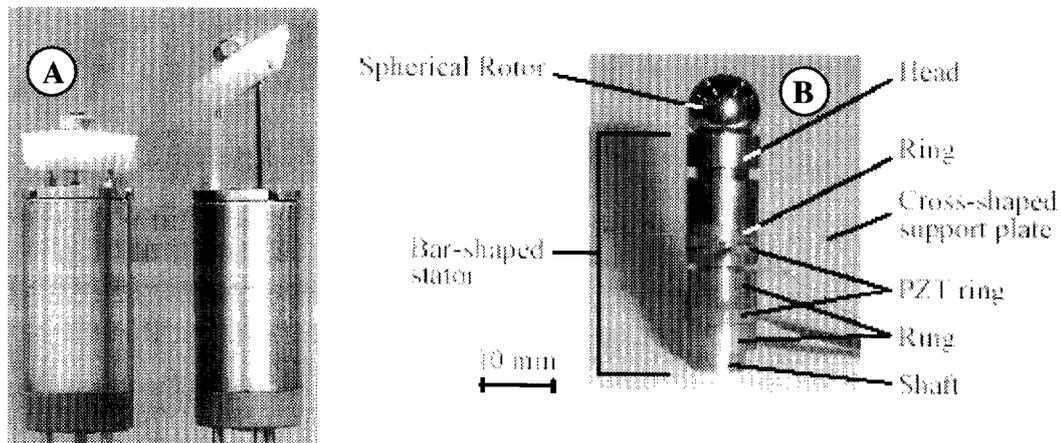


Figure 1-5 : Dispositifs articulés à partir d'actionneurs pneumatiques ou ultrasoniques (A : Reynaert D. et al., Tekemura K. et al.).

Une alternative au système hydrauliques peut être celle réalisée par (Tekemura K. et al., 2001, Park S. et al., 2003) qui consiste à utiliser un micromoteur ultrasonique sphérique de 8mm afin d'orienter la partie terminale d'un endoscope de façon multidirectionnelle (Cf. figure 1-5-B). Ce micromoteur fonctionne sur le principe de la propagation d'une onde acoustique cyclique permettant de déplacer suivant un pas très faible un rotor en contact direct avec le stator (Fuh-Liang W. et al., 2002). L'avantage des systèmes de motorisation par ultrasons est leur capacité à fournir des couples élevés en phase statique sans dépense d'énergie particulière. Cependant, ce sont des systèmes dont la commande peut être complexe et possédant une durée de vie limitée due aux frictions importantes entre les différentes pièces.

1.2 Actionnement distant de la partie terminale

Si certains dispositifs précédents semblent très attractifs, les efforts qu'ils génèrent sur l'extrémité terminale restent encore faibles pour des manipulations tissulaires et voire extrêmement faibles pour réaliser des sutures. Afin que l'on puisse appliquer des efforts importants sur l'outil lors de manipulations, il paraît plus efficace de déporter les actionneurs et de mettre en place une transmission mécanique pour transférer l'énergie des actionneurs à la partie terminale de l'instrument : actionnement souple à partir de câble, actionnement rigide à partir de tiges métalliques.

1.2.1 Actionnement rigide.

La plupart des instruments de chirurgie manuels utilisent un actionnement rigide pour ouvrir/fermer une pince. Cette méthode d'actionnement est puissante et permet facilement d'orienter suivant 1 DDL un outil de chirurgie classique ou robotisé comme celui du robot ZEUS®. Néanmoins, dans le cas d'une mobilité supérieure à 1 DDL les pièces mécaniques de l'articulation peuvent devenir très complexes et difficiles à usiner. Malgré cette difficulté, (Reboulet C., 1992, 2002 ; Gossot D. et al., 1994) de l'ONERA ont proposé une plate-forme de Stewart pour orienter un outil de chirurgie suivant 3 DDL. Cette articulation utilise d'une façon originale quatre bras afin de commander l'inclinaison du plateau, mais aussi sa rotation axiale (Cf. figure 1-6-A). Ce poignet a été réalisé pour un diamètre supérieur à 20mm et utilise 9 cardans afin d'orienter la partie terminale. Sur le même concept, mais sans la possibilité de rotation axiale, la Société Intuitive Surgical® a développé une articulation terminale similaire, sans pour autant l'utiliser comme produit commercial. (Cf. Figure 1-6-B) (Manzo S et al., 2004).

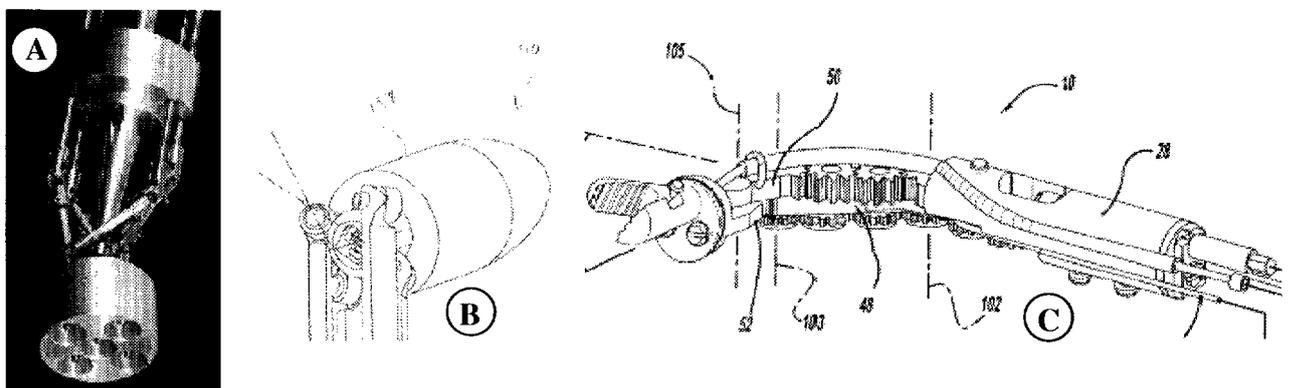


Figure 1-6 : Dispositifs articulés utilisant des actionnements rigides
(A : Reboulet C., B : Intuitive Surgical Inc., C : Minor M. et al.)

Grâce au développement récent des microtechnologies qui permettent de réaliser des pièces de très faibles dimensions, (Minor M. et al., 2001) de l'université du Michigan ont breveté un dispositif complexe d'articulation terminale à 3 DDL, de diamètre inférieur à 10mm, basé sur un agencement d'engrenages plats et coniques (Cf. Figure 1-6-C). L'intérêt d'un tel actionnement réside dans sa rigidité naturelle et dans le fait qu'il n'y a aucun réglage à réaliser pour l'actionner. Néanmoins, le nombre important de pièces mécaniques et leur agencement complexe peuvent rendre ce dispositif difficilement attractif pour une application chirurgicale.

1.2.2 Actionnement par câbles souples

Les articulations à actionneurs déportés utilisent généralement, à l'image de l'outil d'Intuitive Surgical, des câbles mécaniques. L'objectif est la réalisation d'une articulation multidirectionnelle très proche de celle d'un corps de serpent (Cf. Figure 1-2). (Madhani et al., 1998) furent les premiers à développer des instruments utilisant des câbles pour articuler à partir de moteur l'outil terminal de chirurgie. Comme nous l'avons souligné au début de ce chapitre, ces travaux furent réutilisés en grande partie par Intuitive Surgical Inc. pour la conception de l'articulation terminale du robot Da Vinci®. (Seibold H. et al., 2003) du DLR ont tenté d'améliorer l'articulation de (Madhani A., 1998) en développant un système de cardan à axes concourants. Cette articulation de 10mm de diamètre est actionnée bilatéralement par 4 câbles mécaniques en matière textile (Vectran®) et permet une orientation multidirectionnelle de $\pm 40^\circ$ suivant 2 DDL avec des efforts de 30N (Cf. Figure 1-7).

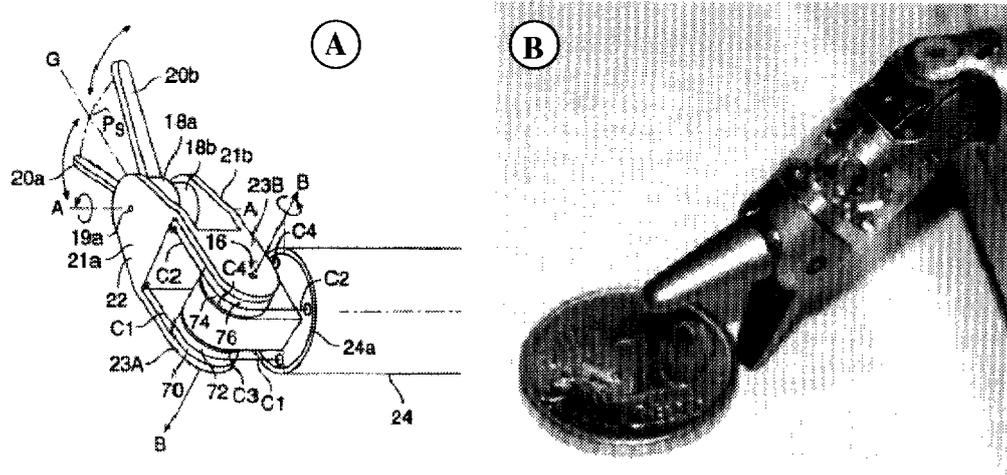


Figure 1-7 : Dispositifs articulés utilisant des actionnements souples (A : Madhani et al., B :Seibold H. et al.).

Les concepteurs d'outils pour la robotique chirurgicale ont toujours essayé de réaliser des articulations permettant une forte orientation des outils terminaux dans toutes les directions possibles. Les premiers travaux réalisés dans ce domaine furent ceux de (Deno C. et al., 1992) avec l'Endo-platform. L'endo-platform est basé sur une plate-forme de Stewart maintenue par un ressort de traction. Il est actionné, suivant un angle de $\pm 45^\circ$ et une force de 13N, par trois câbles en kevlar positionnés à 120° .

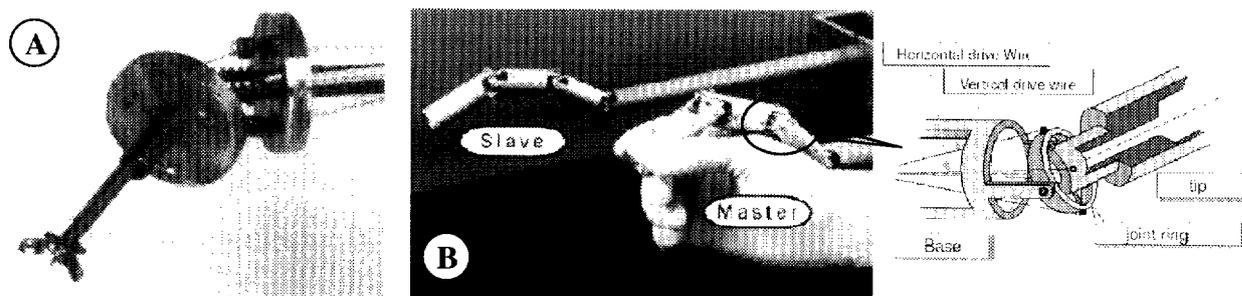


Figure 1-8 : Dispositifs articulés multidirectionnels à câbles
(A : Deno C. et al., B : Ikuta K. et al.)

Au travers de cette plate-forme, mesurant 10mm de diamètre, un évidement a été réalisé afin de permettre le passage d'un instrument déformable (Cf. Figure 1-8-A). Cette articulation intéressante par sa simplicité et sa dextérité est cependant très peu rigide car sa structure repose sur la raideur en torsion et flexion d'un ressort. On peut donc difficilement appliquer un couple élevé à l'extrémité de l'outil sans risquer une déformation importante de l'articulation qui engendrerait une perte totale de précision. Afin de répondre à ce problème, plusieurs laboratoires et industriels ont orienté leur travail sur des dispositifs pouvant présenter plusieurs segments. Dans l'exemple de la figure 1-8-B, (Ikuta K. et al., 2003) propose un système maître/esclave utilisant des articulations redondantes. L'objectif étant de réaliser des articulations polyarticulées plus rigides et de faibles dimensions.

L'articulation proposée par (J. Peirs et al., 2002) est basée sur l'utilisation d'un ressort réalisé dans un matériau souple (Ex : NiTi super-élastique). Le ressort est composé de poutres flexibles usinées orthogonalement afin que l'articulation puisse s'orienter dans toutes les directions tout en supportant les efforts de torsion et de flexion. L'articulation (5mm de diamètre et 22-37mm de long) de la figure 1-9-A est orientée par quatre câbles de 0,4mm de diamètre reliés à son extrémité terminale. La déformation de l'articulation est liée à la différence de tension entre les quatre câbles qui génèrent des efforts latéraux contre la paroi des segments. Ces efforts déforment les poutres de chaque segment et permettent l'orientation de l'outil terminal.

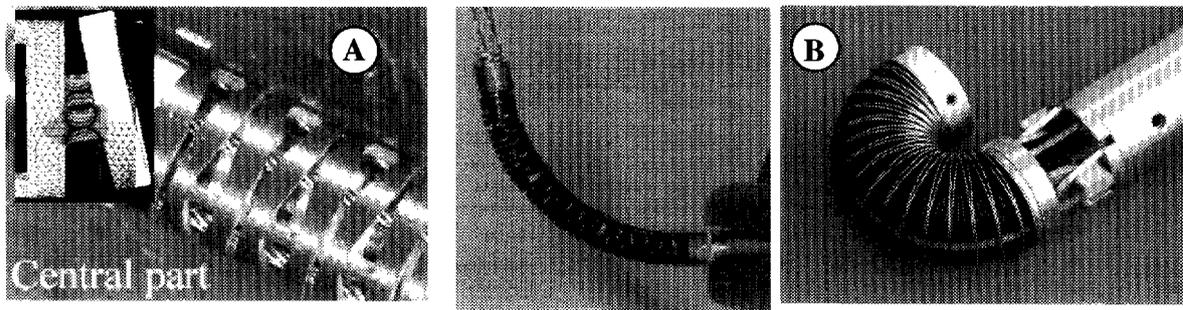
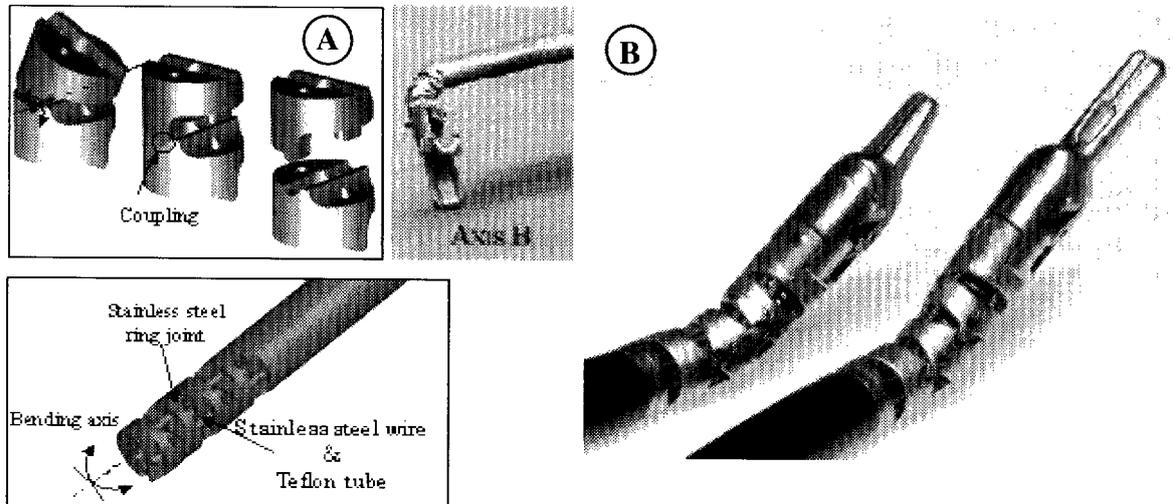


Figure 1-9 : Dispositifs articulés basés sur un empilement des structures flexibles (A : J. Peirs et al., B : Breedveld et al.)

Suivant une même idée, l'endo-périscope de (Breedveld P. et al., 2002) est réalisé à partir de plusieurs petites lamelles qui forment un ressort de compression (Cf. Figure 1-9-B). Lorsque une traction est appliquée sur les câbles, la partie terminale se déforme jusqu'à 180° suivant toutes les directions. Un large espace au centre du système permet d'apporter plusieurs câbles électriques ou fibres optiques pour l'intégration d'un endoscope. Malgré leur simplicité, ces deux dispositifs orientables présentent néanmoins une hystérésis très importante qui rend difficile leur contrôle en position lorsqu'ils sont soumis à un effort.

Afin de s'affranchir des problèmes de raideur dus au manque de rigidité des structures de type ressorts, (Yamashita H. et al.) et notamment la Société Intuitive Surgical® ont travaillé sur la conception d'articulations utilisant une série de liaisons pivots compactes disposées de façon orthogonale. L'intérêt principal de ce type d'articulation est la possibilité d'orienter l'outil terminal dans toutes les directions sans être contrainte par sa rigidité en flexion et torsion.

(Nakamura R. et al., 2000) ont conçu une articulation à 2 DDL, basée sur l'empilement de segments rigides permettant un mouvement unilatéral suivant deux axes (Cf. Figure 1-10-A). L'ensemble des segments est traversé par quatre cordes à piano en acier inox qui font office de câbles semi-rigides. Ce système est utilisé manuellement et l'ensemble des câbles est actionné à partir d'un boîtier de commande relié au poignet de l'instrument. Le principal intérêt de ce système est la réalisation de liaisons pivots à partir de segments qui s'emboîtent les uns dans les autres, évitant ainsi l'utilisation d'axes mécaniques de faibles dimensions difficiles à usiner. Cette articulation ne permet pas une orientation de 90° dans toutes les directions. En effet, son concepteur a préféré réaliser des segments asymétriques afin que lorsque l'outil est en position zéro, les segments puissent s'appuyer les uns aux autres pour offrir un instrument droit et rigide. Plus récemment, (Simaan N. et al., 2004) ont développé une articulation multivertébrée longue (diamètre 4mm, longueur : 30mm) utilisant des fils en nickel-titane et un actionnement, régulé en effort, au moyen de trois moteurs.



**Figure 1-10 : Dispositifs articulés basés sur un empilement de vertèbres rigides
(A : Nakamura R. et al., B : Manzo S. et al.)**

Suivant la même philosophie que le dispositif de (Nakamura R. et al.) et celui de (Dario P., 2000) avec l'Artroscope, la Société Intuitive Surgical a développé une articulation (Manzo S., 2003), composée de 4 vertèbres montées orthogonalement les unes par rapport aux autres (Cf. Figure 1-10-B). Un ensemble très important de 12 câbles en acier actionne les différents plateaux de l'articulation au moyen d'une plate-forme rotulée logée dans un boîtier de commande à l'extrémité du tube. Cette articulation d'un diamètre de 5mm et longue de 15mm (outil terminal non compris) peut s'orienter dans toutes les directions suivant 2 DLL avec une amplitude de +/-40 degrés (+/-90 suivant certaines directions).

Cet état de l'art montre que les technologies développées à ce jour, dans le domaine des instruments orientables pour la chirurgie mini-invasive, ont toutes des particularités intéressantes mais sont aussi toutes limitées par des contraintes significatives qui perturbent la manière dont les chirurgiens ont l'habitude de travailler. Les principales limitations observées sur les produits existants sont :

- Axes de rotation du poignet non concourants
- Manque de degrés de liberté
- Débattement angulaire insuffisant
- Complexité technologique
- Système trop encombrant
- Coût trop élevé (Voir chapitre I-§2.3)
- Difficulté à stériliser ou à rendre jetable
- Aucune information sur leur raideur mécanique

C'est cette analyse qui a guidé notre travail pour imaginer une nouvelle articulation permettant une orientation maximale ($\pm 90^\circ$) dans toutes les directions suivant 2 DDL.

Notre travail s'est complémentirement orienté vers la conception d'outils multifonctionnels et l'intégration de systèmes électroniques en terminaison de l'outil. Il s'agit dans le projet EndoXiroB d'intégrer en terminaison de l'instrument chirurgical des dispositifs microélectroniques permettant de **mesurer les efforts appliqués sur les tissus et des nouveaux outils terminaux « intelligents »**. Cette mesure vise à offrir aux chirurgiens un retour d'effort afin de limiter les traumatismes sur les tissus (Wagner C. R. et al., 2002). Par le qualificatif « intelligent », on exprime la volonté d'offrir de nouvelles fonctionnalités pour améliorer l'efficacité du geste et pour limiter les entrées/sorties multiples d'instruments chirurgicaux durant l'intervention. Ces objectifs impliquent la réalisation d'une articulation pouvant laisser passer un nombre important de connexions électriques ou fluidiques pour l'apport d'énergie, la mesure, la commande et le retour d'informations.

Pour introduire ces travaux, nous allons compléter l'état de l'art suivant les deux autres objectifs de notre thèse :

- La mesure des efforts appliqués sur les tissus par un instrument de chirurgie,
- Les évolutions technologiques de l'instrumentation chirurgicale : techniques de découpe tissulaire et de coagulation.

2 Etat de l'art sur la mesure des efforts en chirurgie

Avec l'apparition des techniques de chirurgie mini-invasive, les chirurgiens ont perdu toutes les sensations tactiles qu'ils ressentaient, en chirurgie ouverte, en utilisant les instruments classiques. La longueur des instruments de chirurgie mini-invasive, l'ergonomie de leur commande (Veelen M.A., 2002), la complexité de leurs mécanismes d'actionnement et leur passage au travers d'un trocart (Shimachi S. et al., 2003) génèrent des frictions qui ne permettent pas de ressentir correctement les efforts appliqués sur les tissus lors de leur manipulation (Berguer R. et al., 1998, Berguer R., 1998, Matern U. et al., 2002). En conséquence, l'ergonomie et le maniement des instruments de chirurgie mini-invasive sont difficiles à appréhender par les jeunes chirurgiens : ils doivent passer par une phase d'apprentissage souvent longue avant de savoir gérer les forces qu'ils appliquent sur les tissus (Richards C. et al., 2000, Cao C. G., et MacKenzie C. L., 1996). Bien souvent la seule information, concernant les efforts qu'ils font subir aux tissus, est la déformation des tissus observés visuellement au moyen du retour d'image fourni par l'endoscope et l'écran vidéo

(Certains praticiens racontent volontiers que de jeunes chirurgiens peuvent, par une mauvaise évaluation des efforts, briser les mâchoires d'un porte aiguille très fin lors de la phase de suture). Plusieurs témoignages (Corbillion E. et al., 2002) de chirurgiens font état de ce manque de retour haptique dans la chirurgie mini-invasive. **Nombreux sont ceux qui souhaitent donc que les avancées technologiques de la téléchirurgie permettent d'intégrer la possibilité d'un retour d'effort sur les consoles de télémanipulation.** Cette demande qui relève dans un premier temps du besoin ergonomique du chirurgien se révèle en fait beaucoup plus intéressante : (Wagner C. R. et al., 2002) ont démontré, au moyen de deux bras PHANTOM (l'un esclave et l'autre expert), que l'utilisation d'un retour haptique, lors de la manipulation d'instruments de chirurgie, réduit considérablement l'amplitude des forces appliquées sur les tissus, le nombre de dommages tissulaires, et le temps d'intervention. La mesure d'effort dans le cas de la chirurgie mini-invasive reste un problème difficile qui est lié principalement aux dimensions réduites des instruments chirurgicaux et aux caractéristiques élastiques des tissus mous. Plusieurs aspects de ce problème ont fait l'objet de publications dans la littérature:

- L'étude expérimentale des efforts appliqués par des outils chirurgicaux sur les tissus,
- La réalisation de système robotisé à retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive,
- Le développement de capteur microsysteme pour mesurer les efforts à proximité des tissus.

C'est en suivant ces trois points, que nous allons présenter un état de l'art de la mesure des efforts sur les tissus mous. La connaissance des efforts appliqués sur les tissus joue un rôle important dans la conception d'instruments chirurgicaux et dans la spécification des dispositifs à retour haptique. A partir de ces données, le choix technologique pour mesurer les efforts est lié au dimensionnement des instruments chirurgicaux et aux méthodes d'actionnement de son outillage terminal.

2.1 Résultats expérimentaux des efforts appliqués par des outils chirurgicaux

Les outils chirurgicaux mini-invasifs sont dédiés à la manipulation de tissus mous. Les caractéristiques mécaniques des tissus mous et leurs interactions avec des structures rigides, telles que des pinces chirurgicales, peuvent être complexes et doivent être mesurées expérimentalement. Ces mesures serviront à spécifier la conception d'outils chirurgicaux d'un dispositif robotisé (Chial V.B., 2002, Dombre E., 2004) et à développer des simulateurs de réalité virtuelle pour la chirurgie mini-invasive (Marescaux J., 1998, Ayache N., 1995). La

figure 2-1 donne un exemple de résultat obtenu sur les efforts de coupe d'un morceau de peau et de tendon. Elle met en évidence une grande différence entre les valeurs minimales et maximales des efforts probablement liée à l'élasticité des matériaux qui composent ces deux tissus.

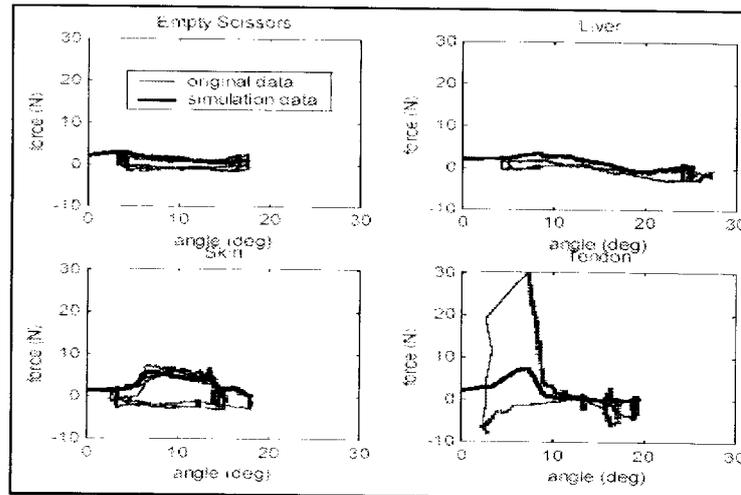


Figure 2-1 : Evaluation des efforts appliqués lors de la coupe de différents tissus en fonction de l'angle d'ouverture des ciseaux (Chial V. B. et al., 2002)

Cette évaluation des contraintes auxquelles sont soumis les outils chirurgicaux, permet de dimensionner la mécanique des outils chirurgicaux et de choisir les modes d'actionnement. Un aspect important est celui de manipuler une aiguille de chirurgie : (Madhani A. J. et al., 1998) préconisent une force de serrage maximale de 44N (avec coefficient de sécurité) pour ce type d'acte chirurgical (Cf. figure 2-2). Elle peut se traduire par une force d'actionnement $|R|$ proche des 140N (Dans le cas d'un actionnement par câble mécanique sur un diamètre de 7mm)

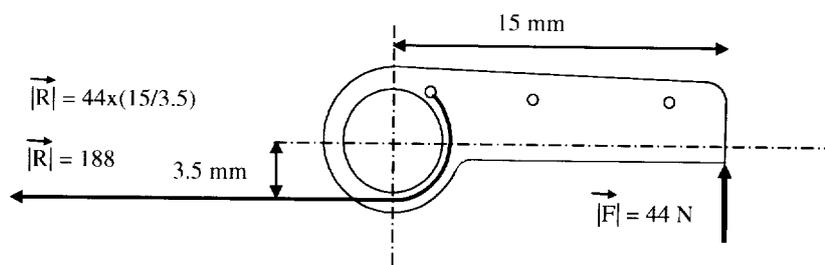


Figure 2-2 : Evaluation de l'effort d'actionnement pour un effort de serrage de 44N.

Cette force d'actionnement très importante impose des choix difficiles en termes de conception et de robustesse des structures mécaniques qui composent l'ensemble de l'instrument chirurgical, notamment entre la résistance aux efforts et le dimensionnement des pièces mécaniques.

Dans les études citées précédemment, notamment celle de (Tholey G. et al., 2004), les capteurs d'effort employés sont des produits industriels dont la connectique et les dimensions importantes ne sont pas compatibles avec une utilisation courante sur des outils de chirurgie mini-invasive.

Pour ce faire deux solutions peuvent néanmoins être envisagées :

- La mesure directe des efforts au niveau des actionneurs terminaux,
- L'intégration d'un capteur microsysteme sur la partie terminale de l'outil chirurgical.

2.2 Systèmes robotisés à retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive.

L'intégration d'une commande avec retour d'effort dans un dispositif de téléchirurgie est un problème difficile lié à l'utilisation d'outils chirurgicaux longs, articulés et de faible dimension. Comme nous l'avons souligné dans le chapitre II-§1.2.1, la majorité des instruments articulés utilisent des actionnements par câbles mécaniques qui génèrent des frictions excessivement importantes. Ces frictions s'ajoutent à celles générées par le trocart (Shimachi S. et al., 2003) et rendent inapplicable la mesure des efforts par la méthode classique consistant à mesurer le courant consommé par les actionneurs. Dans le cas des dispositifs téléopérés, les motorisations sont équipées de réducteurs qui rajoutent encore au frottement des câbles des frictions et des jeux importants. Seuls les efforts importants peuvent être différenciés au travers de la chaîne de transmission de l'actionnement. Pour la détection d'effort avec une sensibilité préconisée de l'ordre de 0,1N, il a été envisagé de mettre en place des capteurs d'effort dans la chaîne d'actionnement au niveau de la motorisation. Cette solution augmente la sensibilité, mais la friction des câbles limite toujours la qualité de l'information. Il faut donc se rapprocher le plus possible de la zone de contact entre les tissus et l'outil chirurgical, ce qui conduit à la miniaturisation d'un capteur d'effort s'intégrant dans un volume cylindrique d'un diamètre proche du tube de l'instrument (entre 5 et 10mm).

Les avancées technologiques récentes des microsystemes permettent de réaliser des dispositifs miniaturisés intégrant diverses fonction : mécanique, fluide, optique et électronique. Ces dispositifs sont, lorsqu'ils proposent une fonction mécanique, appelés des MEMS. Un de ces dispositifs le plus répandu, se rapprochant de notre problématique, est le capteur de pression. Ce type de capteur a déjà été développé au LAAS/CNRS par (Boukabache A. et al., 2001). Il utilise une fine membrane de silicium micro-usinée et instrumentée par des électrodes capacitives ou des piézo-résistances. C'est dans cette direction que nous avons cherché à mesurer des efforts au moyen d'un dispositif s'intégrant dans la pince de chirurgie. On trouve

dans la littérature de nombreux autres travaux sur les mesures des efforts par l'utilisation de microsystèmes. Leurs principaux domaines d'application sont orientés vers la mesure de microeffets (microNewton), alors que nous devons couvrir la gamme proche des 0,1-10N. Dans le domaine de l'instrumentation chirurgicale, les premières approches se sont orientées vers la mesure directe des efforts de préhension sur la pince de chirurgie : Ce type de dispositif se définit comme un capteur tactile.

2.2.1 Mesure de la préhension : Capteur tactile

Depuis le début de la robotique, on a tenté d'équiper les pinces des bras manipulateurs avec des capteurs de préhension (Clot J., 1977 ; Dario D, De Rossi D., 1985 ; Nicholls H. R., Lee M. H, 1989). L'objectif était de concevoir une « peau artificielle » afin d'imager l'empreinte des contraintes mécaniques sur la pince terminale (Howe R. D, 1994). Les premières réalisations dans ce domaine utilisaient des matériaux résistifs (Polymère conducteur chargé de particules de carbone) arrangés de manière matricielle afin de cartographier l'effort (Interlink, 2004). L'information fournie étant relativement grossière et faiblement reproductible, ces capteurs tactiles trouvent leur principale application dans le domaine de la podologie afin d'étudier la posture et la marche des patients atteints de pathologies orthopédiques (Papakostas T. V. et al., 2004; Ouaknine M. et al., 2002 ; MEC-WEB).

(Eltaib M.E.H. et Hewit J. R., 2003) ont réalisé un état de l'art général sur la conception et l'utilisation des capteurs tactiles dans le domaine chirurgical. Nous retenons ici que les équipes de l'université d'Harvard (Kontarinis D. A. et al., 1995) et de Berkeley (Nicolson E.,1994, Gray B. L. et Fearing R. S.,1996) ont développé des applications utilisant des matrices basées sur un empilement de feuillets munis d'électrodes de cuivre croisées orthogonalement qui forment des cellules de mesure (Cf. Figure 2-3-A). Les feuillets sont espacés par une matière déformable, telle que du gel silicone, qui joue le rôle de corps d'épreuve. Ce type de capteur permet de mesurer en 5ms l'application d'une force maximale de 2N sur une surface de 16x16mm² avec un niveau de bruit de 0,001N par cellule.

Les principaux intérêts de ce dispositif résident dans :

- Ses caractéristiques qui permettent déjà de redonner la sensation du toucher au chirurgien ou de limiter les efforts sur les tissus afin de ne pas les traumatiser,
- La méthode de production, par sérigraphie, qui permet de réaliser des capteurs à faible coût pour une utilisation à usage unique,

- Leur forme matricielle qui donne une valeur de la force mais aussi de sa position en X/Y (cartographie 2D de l'effort sur une surface)

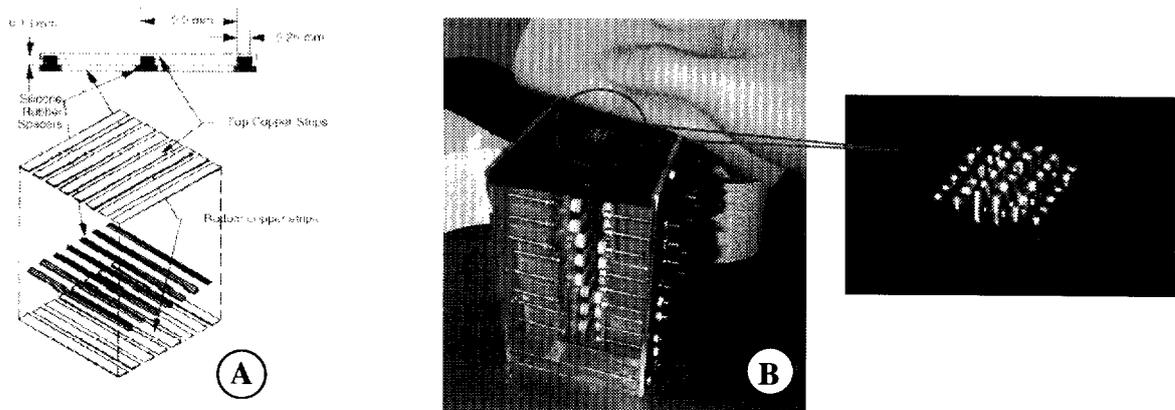


Figure 2-3 : Structure d'un capteur tactile (A : Kontarinis D. A. et al.), Actionnement par servo-moteur de la matrice de picots pour la sensation tactile (B : Wagner C.R. et al.)

L'inconvénient majeur est d'utiliser un corps d'épreuve en matériaux souple, un élastomère comme le silicone, qui a tendance à garder en mémoire les fortes déformations. A cet inconvénient, il faut ajouter la lenteur du temps de montée du signal qui peut varier de manière non-linéaire en fonction de la valeur de l'effort appliqué.

Afin de rendre compte des efforts appliqués sur la surface des tissus, les deux universités cités précédemment ont travaillé sur deux aspects différents : le rendu du champ de forces est obtenu par une matrice de picots actionnables mécaniquement (Wagner C.R. et al., 2002) (Cf. Figure 2-3-B), de façon pneumatique (Moy G. et al., 2000) ou encore de façon électrique (Kajimoto H. et al., 1999). En fonction de l'amplitude de l'effort le dispositif pousse plus ou moins les picots ou envoie une stimulation électrique afin de sensibiliser les récepteurs sensoriels de la peau de l'utilisateur.

Ce qui apparaît, avec l'arrivée des microsystèmes, est l'intérêt croissant vers la mise en œuvre de technologies dérivées de la microélectronique. Les capteurs tactiles décrit ci-dessus ont évolué vers une matrice de capteurs de pression proches de ceux présentés dans (Boukabache A. et al., 2001). (Gray B. L. et Fearing R. S., 1996) ont proposé un capteur composé de cellules capacitives micro-usinées en poly-silicium (Cf. Figure 2-4). Chacune des cellules est semblable à un pont, extrêmement sensible, et se déforme sous une force de 0 à 100 μN . Afin de protéger cet ensemble matriciel, une couche de silicone a été déposée en surface de celui-ci. En fonction de l'épaisseur et des caractéristiques visco-élastiques de l'élastomère déposé en surface il est possible d'ajuster la plage de mesure du capteur au détriment de sa sensibilité. Ces types de travaux ont été développés par (Zwijze R.A.F et al., 2000) en utilisant toujours

une mesure capacitive mais en augmentant l'épaisseur des membranes pour éviter d'utiliser des matériaux élastomères trop épais pour la protection des cellules de mesure.

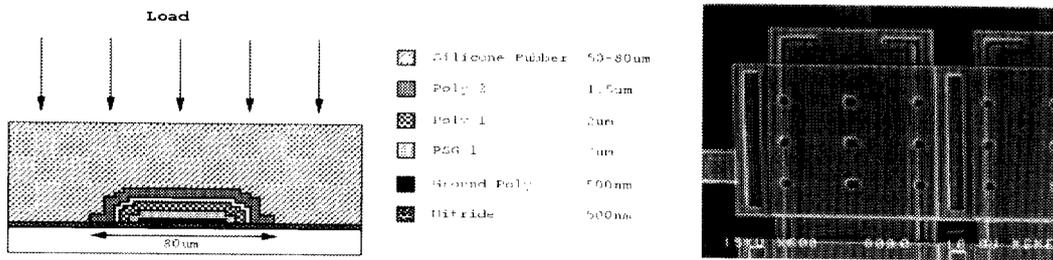


Figure 2-4 : Structure et image MEB d'une cellule de mesure d'effort tactile (Gray B. L. et Fearing R. S.)

Des variantes de ces travaux sont basées sur le même concept mais en utilisant une détection résistive avec des piézo-résistances (Shikida M. et al., 2003, Wang L. et Beebe D. J., 2000, Mei T. et al., 2000) ou une détection fréquentielle avec des matériaux piézo-électriques (Li P. et Wen Y, 1998, Krishna G. M. et Rajanna K., 2002). Plus récemment les travaux de (Chen X. et al., 2004) ont exploré l'usage de microtubes de carbone pour des applications comme capteur d'efforts. Cette structure matérielle d'une grande rigidité est incorporée dans un matériau élastomère. Le matériau ainsi réalisé présente des caractéristiques proches d'un circuit RLC dont les paramètres de résonance R et LC changent en fonction de l'effort appliqué.

Les différents travaux réalisés dans la mesure tactile reposent sur des matrices de capteurs d'effort ponctuels. L'aspect tactile n'est cependant pas le point essentiel. Pour analyser les contraintes appliquées sur les tissus, il faut pouvoir connaître les efforts : les efforts de tiraillement (phénomènes de traction, de poussée et de torsion).

2.2.2 Mesure des efforts de tiraillement.

La mesure des efforts de tiraillement évalue les forces engendrées par la poussée et la tirée des tissus de façon latérale et axiale (F_x et F_y). Il peut aussi être souhaitable de connaître les contraintes de torsion liées au vrillage des tissus (C_y) (Cf. Figure 2-5).

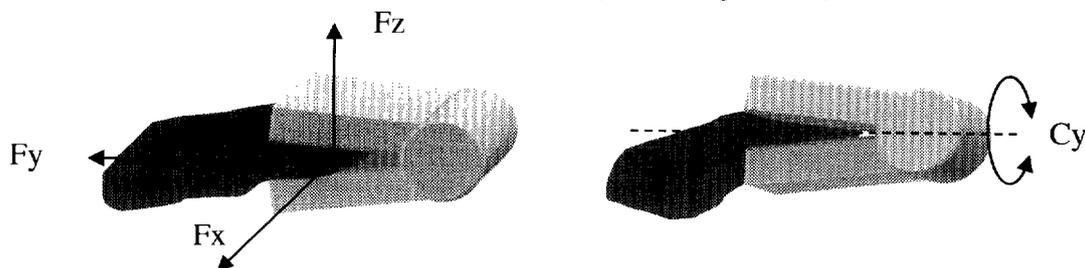


Figure 2-5 : Efforts appliqués sur les tissus lors de leur manipulation par une pince.

Pour accéder à ces efforts il est nécessaire de réaliser un capteur dont le corps d'épreuve peut se déformer suivant plusieurs directions. Les méthodes de détection des efforts utilisent une mesure capacitive ou piezo-résistive pour évaluer la déformation du corps d'épreuve. On peut alors envisager l'intégration d'un capteur à proximité de l'outil ou l'intégration d'un capteur dans la mâchoire de l'outil. Suivant la première option, (Seibold H. et al., 2003) ont développé un capteur à 6 DDL, placé entre l'articulation et l'outil terminal, et basé sur une structure de Stewart hexapode (Dwarakanath T. A. et al., 2001). Cette structure, d'un diamètre de 10mm, est instrumentée par des jauges de contrainte et permet d'évaluer des forces de +/-30N et des couples de +/-30Ncm. A partir du même principe, (Peirs J. et al., 2003) ont développé un capteur d'effort basé sur un corps d'épreuve cylindrique, placé sur le tube, et dont les déformations sont évaluées à partir de trois fibres optiques. Le diamètre du capteur est de 5mm et son champ de mesure est de +/-2,5N avec une précision de 0,01N.

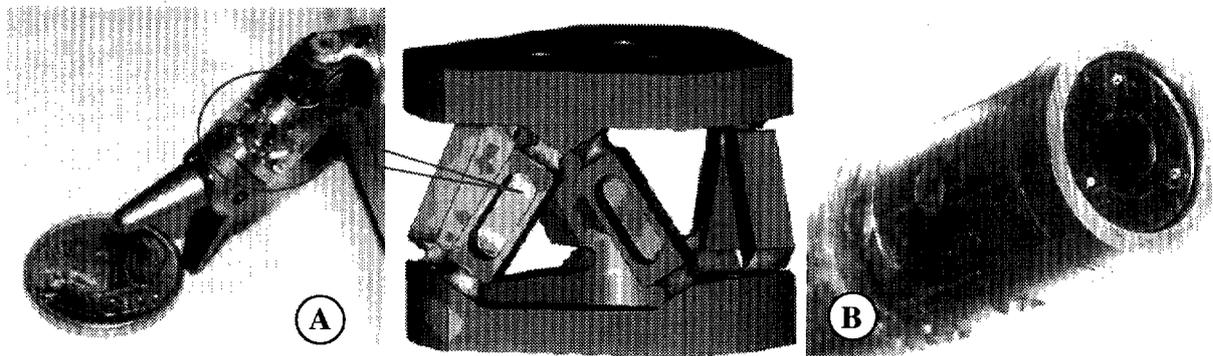


Figure 2-6 : Capteur d'effort pour un positionnement amont de l'outil terminal (A : Seibold H et al.), (B : Peirs J. et al.)

Dans ces deux cas, illustrés par la figure 2-6, le capteur d'effort est positionné en amont de l'outil terminal. Dans cette position, il permet d'évaluer facilement les efforts latéraux, mais le système d'actionnement pour la fermeture de la pince réduit la sensibilité de la mesure axiale. En effet, l'effort de traction appliqué pour fermer les mâchoires de la pince déforme le corps d'épreuve, limitant l'évaluation des efforts de préhension qui doivent ensuite être soustraits aux efforts de traction ou de poussée axiale. Afin de s'affranchir de ces problèmes d'efforts de traction et de préhension couplés, la solution la plus favorable consiste à intégrer la mesure d'effort directement au contact des tissus. A l'image du capteur tactile, la mesure d'effort doit s'intégrer au niveau de la mâchoire de l'outil terminal pour éliminer toutes les perturbations mécaniques liées à son actionnement. Une première idée développée par Verimetra Inc. (VER-WEB) consiste à réaliser directement sur la mâchoire des jauges

d'extensiométrie afin d'évaluer les contraintes appliquées. Elle se confronte à celle de (Chu Z. et al., 1996) qui consiste à développer une matrice d'îlots en silicium déformables au contact avec les tissus (Cf. Figure 2-7-A).

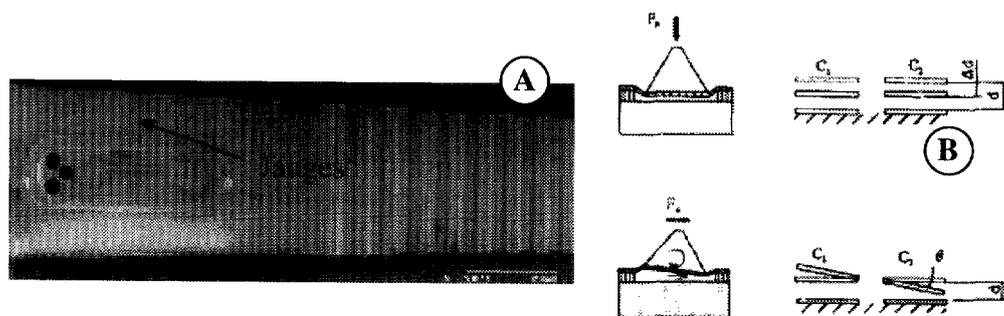


Figure 2-7 : Captur d'effort intégré directement sur l'outil chirurgical (A : Verimetra Inc.), (B : Chu Z. et al.)

Ces différents îlots peuvent mesurer, au moyen de quatre électrodes capacitives, leur orientation par rapport au plan de la mâchoire. En réalité, ils jouent le rôle de capteurs tactiles permettant d'évaluer les efforts de cisaillement sur les tissus. Les caractéristiques de ce type de capteur étant liées à la rigidité de la membrane de chaque îlot, leurs performances sur la mesure du cisaillement sont limitées. En réalité il semble préférable de découpler la mesure tactile (position et effort) de la mesure du tiraillement. Suivant cette alternative les travaux de (Jin W. L. et Mote C. D., 1998) proposent un capteur 6 DDL intégrable en surface de la mâchoire d'une pince chirurgicale. Il suffirait d'accoupler ce type de capteur à une matrice de capteurs de préhension pour connaître toutes les contraintes appliquées sur les tissus.

Les différentes références bibliographiques citées précédemment mettent en lumière plusieurs points qui ont guidé la conception de notre capteur :

- **Il est indispensable de porter le capteur d'effort au contact des tissus pour s'affranchir des problèmes liés à l'actionnement de l'outil terminal. Le volume d'encombrement maximal du capteur est fixé, pour une pince de 5mm de diamètre, à 3.5x10x1mm³.**
- **La gamme des efforts à mesurer est importante et la sensibilité du capteur doit être faible :**
 - **Force maximale de serrage d'une aiguille supérieure à 44N,**
 - **Force maximale de manipulation tissulaire proche de 5N,**
 - **Force utile de détection des efforts tissulaires inférieure à 3N,**
 - **Sensibilité de l'ordre de 0,1N.**

Actuellement, il n'existe aucun robot de chirurgie mini-invasive offrant un retour haptique. Même si la société Intuitive Surgical Inc. possède un brevet sur son utilisation (Madhani A.J. et Salisbury J.K., 1998) l'ensemble des travaux reste confiné au sein des laboratoires. Le chapitre IV présentera de façon précise notre travail sur la conception d'un capteur d'effort deux axes intégrables dans un outil chirurgical.

3 Etat de l'art général sur la thermo-coagulation

Mis à part les problèmes de dextérité de la partie terminale d'un outil chirurgical, la chirurgie mini-invasive rencontre une grande difficulté liée au manque de fonctionnalités des outils terminaux. De façon classique les outils chirurgicaux présentent une à deux fonctionnalités : Découpe, Découpe/Coagulation, Préhension, Préhension/Coagulation... Lorsqu'un chirurgien effectue la section d'un vaisseau, il doit réaliser une hémostase au moyen d'une pince d'électrochirurgie bi-polaire de coagulation et ensuite utiliser des ciseaux pour couper la zone coagulée. De la même manière, lorsqu'il découpe des feuillets avec un bistouri d'électrochirurgie mono-polaire, il doit parfois re-introduire une pince bi-polaire pour coaguler certains petits vaisseaux mal cautérisés. Ces entrées/sorties d'instruments représentent un danger lié à l'incertitude de leur position lors de leur introduction au travers du trocart (Gadonneix P. et al., 1993). Il est donc indispensable d'augmenter le nombre de fonctionnalités de l'instrument afin de supprimer la multiplicité d'introduction d'outils différents dans le corps du patient. Les solutions développées par différents industriels consistent à réaliser des dispositifs permettant de manipuler, de coaguler et de découper les tissus avec le même instrument. Ce type d'instruments utilise généralement la technique de thermo-coagulation par un courant électrique ou vibration mécanique. Nous présenterons au travers de ce paragraphe le principe de la thermo-coagulation des tissus vivants et son application aux instruments chirurgicaux.

3.1 Processus de thermo-coagulation

La coagulation thermique, ou coagulation blanche, est provoquée par l'échauffement relativement lent du tissu à coaguler. Elle apparaît pour des températures se situant aux alentours de 70°C. Les dommages cellulaires sont différents selon la température atteinte (Cf. Figure 3-1). Ce processus de thermo-coagulation est très facilement observable lors de la cuisson d'un œuf au plat, pendant laquelle on constate une modification de l'odeur, de la couleur de l'œuf ainsi qu'un brunissement de la périphérie du blanc. C'est ce qui se produit en

électrochirurgie si le temps et/ou la puissance sont trop importants : les tissus brunissent lorsque la chaleur diffuse radialement dans les tissus.

A des températures encore supérieures c'est le glucose qui entraîne un charbonnage, encrasse l'électrode et favorise l'adhérence des tissus. Le charbon formé devient un isolant qui empêche la progression de la coagulation.

Le phénomène de soudure correspond aux protéines solubles qui subissent une interaction significative avec l'eau, ce qui aboutit à la formation d'un gel aqueux. Cette matrice visqueuse, lorsque la température augmente, va se comporter comme une colle provoquant une « soudure » des tissus environnants. Mais à cet instant, les protéines ne sont pas encore dénaturées (ou détruites) donc les tissus ne sont pas coagulés.

Trois phénomènes interviennent dans la coagulation des tissus (Homasson J-P, 1999) :

- la coagulation thermique du sang,
- la dénaturation de la structure des protéines avec possibilités d'œdème, gonflement dû à l'eau intracytoplasmique – dans le cytoplasme de la cellule – qui va former des petites vacuoles qui, quand elles seront détruites par une trop forte chaleur, vont exploser : ce sont les petits crépitements que l'on entend lors de l'électro-chirurgie,
- la rupture progressive des microstructures cellulaires et des barrières (ou membranes) pour limiter les phénomènes de diffusion des liquides intra et extracellulaires.

Température	Changement visuel	Changement biologique / Commentaires
Inférieure à 40°C	Aucun	Pas de dommage notable des cellules
Entre 40°C et 46°C	Aucun	Chauffage / Dommage cellulaire réversible, selon la durée d'exposition
A partir de 47°C	Gris clair	Chauffage / Soudage / Dommage cellulaire irréversible
A partir de 70°C	Blanc / Gris	Coagulation
Entre 90°C et 100°C	Blanc	Dénaturation des protéines
A partir de 100°C	Les tissus se « froncent »	Phase de transition de l'eau intra et extracellulaire en vapeur / Dessèchement rapide des tissus et effet adhésif du glucose après déshydratation
A partir de 200°C	Noir / Fumée	Carbonisation

Figure 3-1 : Effets de la thermo-coagulation sur les tissus vivants en fonction de la température

C'est ainsi que, lors de l'apport d'une quantité de chaleur, les protéines s'entourent d'une « gaine » de molécules d'eau qui augmente leur volume et diminue leur mobilité. De plus, la liaison des protéines entre elles fait apparaître un réseau qui emprisonne les molécules d'eau, d'où la rigidification de la structure protéinique, donc du tissu coagulé, après une augmentation de la température. La coagulation thermique entraîne aussi une augmentation

des interactions hydrophobes, ce qui va conduire à la compartimentalisation de l'eau dans des vacuoles intra-cytoplasmiques et à la disparition de l'eau contenue dans les tissus traités. En effet, plusieurs études ont montré, qu'après utilisation de bistouri électrique, la masse des tissus avait fortement diminué (Gabriel C. et al., 1996). Par contre, si l'augmentation de la température se poursuit, les protéines perdent leur capacité à retenir les molécules d'eau et les tissus deviennent de plus en plus caoutchouteux. En effet, à des températures élevées, les protéines libèrent leurs atomes de soufre qui vont s'associer à de l'hydrogène pour former de l'hydrogène sulfuré donnant une couleur verte-brune caractéristique ainsi qu'une forte odeur désagréable. Pour éviter ce problème, il suffit de chauffer plus longtemps à une température moins élevée, inférieure à 100°C pour éviter l'évaporation de l'eau et supérieure à 68°C pour permettre la coagulation des protéines.

3.2 La thermo-coagulation par électrochirurgie

Depuis 1926, date à laquelle le bistouri électrique a été utilisé par Cushing en chirurgie pour la dissection d'un myélome cérébral, cet instrument est un élément majeur de la dissection et de la coagulation. Cependant, l'électrocoagulation provoque une dispersion thermique qui risque d'engendrer des lésions de nécrose (mort des tissus) sur les organes voisins. Le bistouri électrique bipolaire utilisé pour la première fois en thoracoscopie en 1966 produit moins de dispersion thermique car le trajet suivi par le courant est précis et la puissance requise est moindre qu'en coagulation monopolaire. Néanmoins, le temps d'application du courant nécessaire pour obtenir une coagulation est plus long et il se produit, aux extrémités du bistouri, une carbonisation avec un coagulat adhérent à l'électrode. L'électro-chirurgie prend une part importante dans les actes de chirurgie mini-invasive. C'est un moyen efficace, et probablement le plus économique, pour réaliser une section ou une coagulation. Son utilisation est cependant subordonnée à une sécurité optimale pour le patient, les chirurgiens et le personnel de la salle d'opération.

3.2.1 Principe de base

L'électrochirurgie est basée sur l'utilisation d'un courant alternatif haute fréquence (HF), entre 300 KHz et 3,3 MHz comme illustré à la figure 3-2, qui est appliqué sur une portion de tissu humain (muscle, vaisseau, tissu fibreux) grâce à une ou deux électrodes (Homasson J-P, 1999).

Lorsqu'un courant électrique traverse un tissu biologique vivant, 3 effets peuvent être observés (Absten G. T., 1999):

- un effet électrolytique provoqué par les déplacements ioniques à l'intérieur des tissus,
- un effet faradique de stimulation des cellules nerveuses et musculaires (seulement si on utilise un courant BF : par exemple, le 50 Hz interfère avec le corps humain en provoquant une contraction involontaire des muscles, une interférence avec le rythme cardiaque : arrêt des pulsations cardiaques, fibrillations ventriculaires, etc...),
- un effet thermique où l'énergie du courant est transformée en chaleur. Cet effet thermique est dominant avec des courants alternatifs HF. C'est la haute densité de courant qui va engendrer, au sein du tissu et au contact de l'électrode, une élévation de la température, responsable de la découpe de tissu.

L'électrochirurgie HF utilise l'effet thermique pour la destruction des tissus tout en évitant les effets électrolytiques et faradiques grâce à un courant alternatif d'une fréquence d'au moins 300 KHz. On distingue principalement deux applications de l'effet thermique en pratique courante : la **section** et la **coagulation**. La principale différence entre ces deux modes réside dans le temps d'échauffement des tissus.

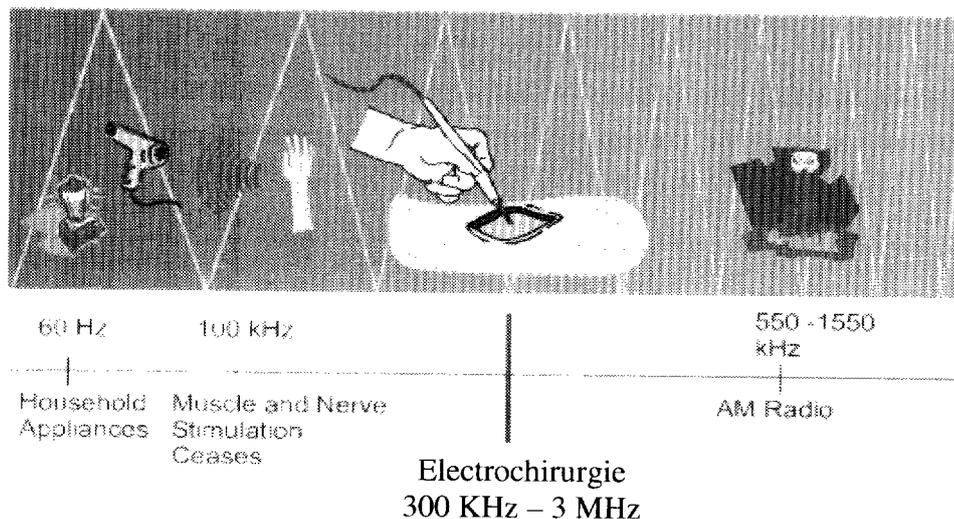


Figure 3-2 : Plage de fréquence utilisable pour la thermo-coagulation

Suivant la configuration de ces électrodes, on définit deux modes de fonctionnement : le mode monopolaire et le mode bipolaire.

3.2.2 Le mode monopolaire

Le mode monopolaire (Tungjitkusolmun S. et al., 2000) utilise une électrode active et une électrode de retour qui sont séparées par le corps humain (Cf. Figure 3-3). L'électrode active est appliquée directement sur les tissus tandis que l'électrode de retour est en contact avec le patient. L'électrode retour est une plaque conductrice (métallique en général) placée sous le patient.

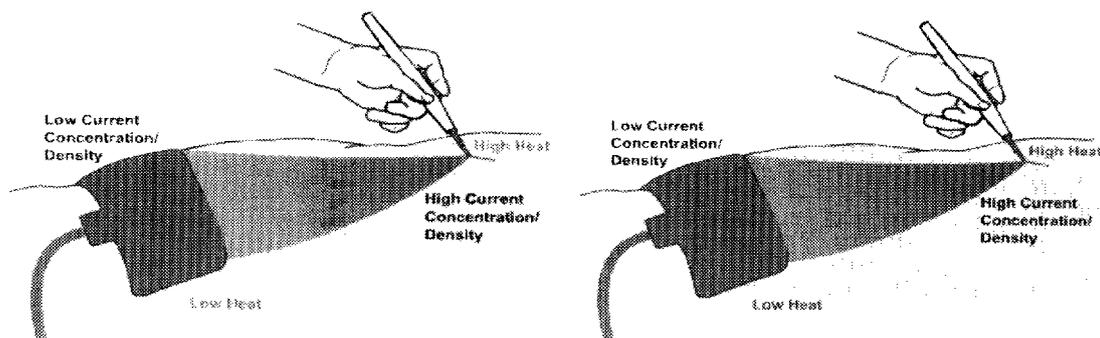


Figure 3-3 : Electrochirurgie monopolaire : Circulation du courant haute fréquence entre la pointe de l'outil et l'électrode de référence (plaque) (Tyco Healthcare®)

La grande différence de surface entre la pointe et l'électrode de retour génère un effet de pointe lorsque l'on l'alimente sous une forte tension. Une grande concentration de courant fait augmenter en température les tissus proche de la pointe de façon très rapide. On peut ainsi coaguler des tissus ou les découper en fonction de la puissance délivrée par le générateur.

3.2.3 Le mode bipolaire

Dans ce cas, il n'y a pas d'électrode de retour en contact avec le patient: l'instrument d'électrochirurgie est composé de deux mors (si c'est une pince) ou de deux parties coupantes (si c'est une paire de ciseaux) qui jouent le rôle d'électrodes (Berjano E.J., 1997). Les deux mors de la pince doivent être convenablement isolés l'un de l'autre jusqu'à leur extrémité active.

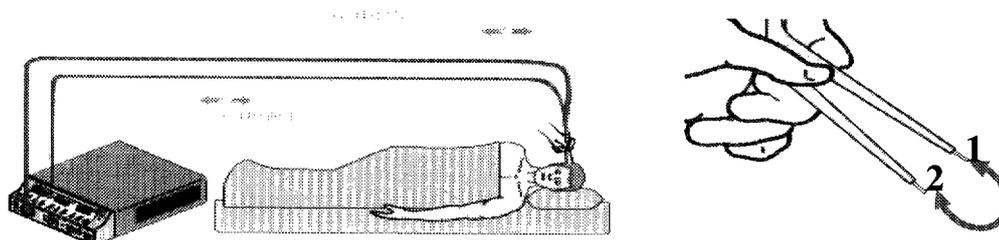


Figure 3-4 : Electrochirurgie bipolaire : Circulation du courant haute fréquence entre les deux électrodes de la pince (Tyco Healthcare®)

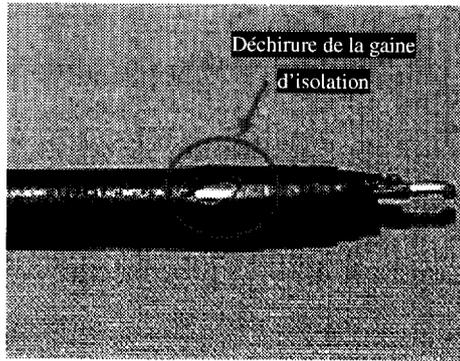
La fermeture de la pince sur le tissu bouclera le circuit électrique (Cf. Figure 3-4). Si la pince est fermée sans qu'aucun tissu ne soit interposé, le générateur détectera alors un court-circuit et stoppera son action immédiatement

3.2.4 L'alimentation : Unité d'Electro-chirurgie(ESU)

L'ESU est l'alimentation qui fournit le signal électrique servant à coaguler ou à découper les tissus vivants. Ce système possède une électronique intelligente qui mesure les propriétés électriques des tissus afin d'évaluer leur niveau de coagulation durant l'utilisation de l'électro-chirurgie (Lee G. D., 1998). Pour ce faire, l'ESU contrôle toutes les millisecondes l'impédance des tissus au niveau de l'outil par un signal de test. En fonction de cette impédance, elle évalue le niveau de coagulation ou de découpe et régule la puissance du signal de sortie. Par exemple, dans le cas d'une coagulation bipolaire, l'ESU génère un signal jusqu'au blanchissement des tissus et arrête l'alimentation au-delà de cette limite pour éviter de les carboniser. On comprend au travers de cet exemple que toute l'intelligence d'un système de thermo-coagulation réside en grande partie dans l'électronique et la gestion du signal énergétique.

3.2.5 Dangers de l'électrochirurgie

Les dangers de l'électrochirurgie sont souvent ceux en mode monopolaire où la moindre défaillance peut engendrer de graves complications (Vilos G. et al., 1999 Mutter D.,). Une des complications les plus rencontrées est celle d'un défaut d'isolement de la gaine du bistouri électrique qui se détériore lors des phases de stérilisation (Cf. Figure 3-5). Des déchirures provoquent la naissance de courts-circuits entre le tube de l'instrument et le trocart. Il peut y avoir naissance d'un échauffement local important au niveau des tissus autour du trocart. L'obligation d'augmenter la puissance de l'énergie, lors des phases de coagulation, est un signe de ce genre de défaillance. Il existe d'autres complications résumées dans le tableau de la figure 3-5.



Complications	Prévention
- défaut d'isolation de l'instrument	- contrôle visuel de l'instrument - usage unique.
- contact direct et involontaire	- contrôle visuel permanent des parties métalliques.
- couplage direct	- éviter le contact entre deux instruments - protection de tous les instruments par une gaine isolante
- courants de fuite	- utiliser des courants de faible puissance - isoler le patient de la table opératoire.
- arc électrique	- réglage en coagulation douce, de faible puissance.
- couplage capacitif	- pas de stabilisateurs non métalliques avec des treillis métalliques - patient porteur de stimulateur cardiaque :

Figure 3-5 : Complications possibles lors de l'utilisation de la technique d'électrochirurgie, illustration d'un défaut d'isolation (WebSurg®)

3.3 Exemples d'instruments

Dans le domaine de la thermo-coagulation deux dispositifs se distinguent particulièrement : Le LigaSure Atlas® de Tyco-Healthcare Inc. (Tyco-Healthcare et son partenaire ValleyLab Inc. sont les leaders du marché dans ce domaine) et l'Harmonic Scalpel® d'Ethicon Endo-Surgery (Il existe ce même type d'instrument chez d'autre constructeur : Olympus Medical Inc., Valleylab Inc....). C'est deux systèmes se présentent sous la forme d'une pince permettant de manipuler, de coaguler et de couper les tissus.

3.3.1 Cas du LigaSure Atlas®

Le LigaSure Atlas® de ValleyLab/Tyco Healthcare Inc. est un système d'électro-chirurgie qui coagule les tissus par une alimentation bi-polaire dont la régulation est extrêmement précise (VAL-WEB). Sa technologie réside principalement dans une ESU permettant une analyse parfaite des paramètres électriques des tissus, de mâchoires conductrices en matériau non adhérent et d'un ciseau central (Cf. Figure 3-6). Les ciseaux sont placés au milieu des mâchoires afin de couper les tissus une fois qu'ils ont été coagulés correctement.

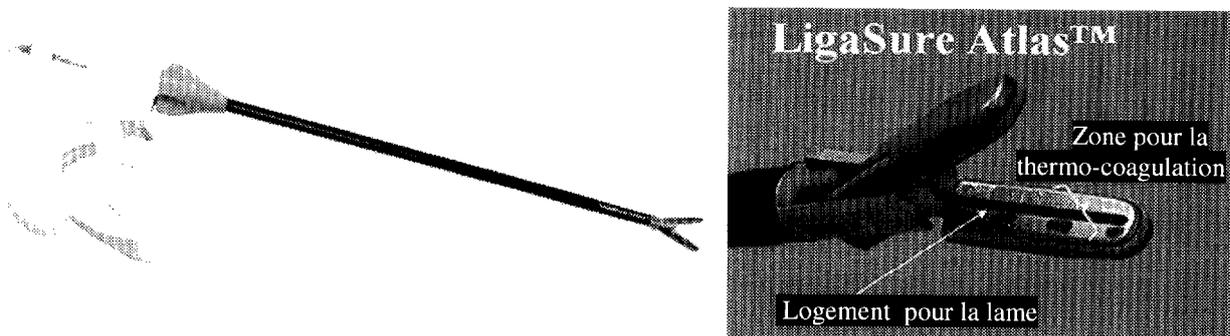


Figure 3-6 : Pince-bistouri coagulante/découpante Ligasure Atlas® pour la chirurgie mini-invasive (Tyco Healthcare®)

Le cycle de fusion du LigaSure Atlas® scelle les vaisseaux par fusion du collagène et de l'élastine afin de créer une nouvelle structure tissulaire. L'effet thermique est sensiblement réduit par rapport à un outil bipolaire d'électro-chirurgie classique, limitant ainsi les risques de carbonisations. Le mécanisme de fusion permet au vaisseau de résister à plus de 3 fois la pression systolique, offrant des performances proches des clips et des sutures (Kennedy J. S et al., 1998). Lorsque la fusion est terminée, les tissus coagulés deviennent translucides, offrant une preuve visuelle du succès de la coagulation. Le temps de coagulation étant plus rapide qu'un dispositif classique, la durée de l'intervention peut être réduite considérablement en fonction de l'opérateur. Le LigaSure Atlas® est disponible en version jetable afin d'éviter toute contamination et d'avoir l'état de surface des mors de bonne qualité. Le constructeur argumente en faveur de son produit en déclarant que le coût global de l'intervention chirurgicale peut diminuer de 600€ à 1000€ pour chaque patient en fonction des cas (le coût d'instrumentation et temps d'intervention étant pris en compte dans cette évaluation). L'instrument jetable est vendu 340€, le coût de revient de l'alimentation, pour chaque cas opéré, est évalué entre 14€ et 23€ (Technical Brief #302, 2002, CEDIT, 2004). L'investissement du matériel est de 17000 € avec un amortissement calculé sur 5 ans pour 150 à 250 cas par an. (Maintenance annuelle non comprise entre 500€ et 600€ par an).

3.3.2 Cas de l'Harmonic Scalpel®

Le Harmonic Scalpel® de Johnson & Johnson Gateway® utilise une technologie ultrasonique basée sur l'échauffement tissulaire par friction mécanique. Cette technologie utilise un générateur haute tension qui active une masse piézo-électrique. La masse piézo-électrique se déforme sous l'effet de la haute tension à la fréquence de 40kHz et transmet au mors son énergie de déformation au travers d'une tige en titane (Cf. Figure 3-7).

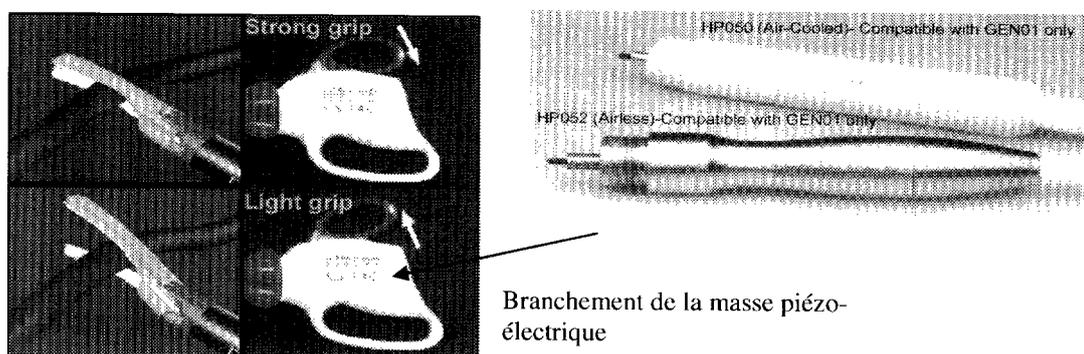


Figure 3-7 :Pince-bistouri coagulante/découpante Harmonic Scalpel® pour la chirurgie mini-invasive (Johnson & Johnson Gateway®)

En fonction de la durée d'échauffement, la température des tissus augmente jusqu'à la coagulation. Au-delà de ce point les vibrations de la mâchoire coupent les tissus (Deo S. V. S, 2002). Ce type de dispositif, disponible en diamètre de 5mm (10mm pour le LigaSure Atlas®), est plus performant que l'électrochirurgie classique, mais en comparaison avec le LigaSure Atlas®, la pression systolique supportée par les tissus après coagulation est très inférieure (VAL-WEB). Un second point négatif est lié à la masse du bloc d'alimentation piézo-électrique qui est lourd et encombre en partie la main du chirurgien. L'instrument jetable est vendu 340€, le coût de revient de l'alimentation, pour chaque cas opéré, est évalué entre 8€ et 19€ (Technical Brief #302, 2002). L'investissement du matériel se situe entre 10000€ et 14000€ avec un amortissement calculé sur 5 ans pour 150 à 250 cas par an.

En résumé, la thermo-coagulation par électro-chirurgie reste la technique la plus efficace pour effectuer une hémostase complète des vaisseaux, la méthode ultrasonique n'offrant pas un scellage totalement sûr des tissus. Surtout, elle suppose d'avoir une continuité rigide entre l'outil terminal et la masse piézo-électrique ce qui ne permet pas de réaliser un outil articulé. Dans les deux cas, l'évaluation du coût admissible pour ce type d'instrument chirurgical reste encore relativement élevée.

A partir des progrès réalisés dans les microtechnologies, nous voulons explorer des solutions alternatives pour la réalisation d'outils chirurgicaux évolués. **Les spécifications que nous nous sommes données, à partir de nombreuses discussions avec les équipes chirurgicales, sont celles d'un outil permettant d'intégrer un dispositif de thermo-coagulation/découpe et de préhension des tissus pour un coût plus accessible.** L'outil doit être adaptable sur une instrumentation articulée et utiliser des puissances énergétiques réduites, afin d'éviter les complications éventuelles existantes avec un outil d'électrochirurgie monopolaire.

3.4 Application des MEMS à la chirurgie

Notre idée est d'explorer l'impact possible des microtechnologies sur les outillages chirurgicaux. Historiquement, l'introduction des MEMS dans la médecine a fait son apparition au travers de la mesure de la pression du artérielle (Bistu G. et al., 1997), de la pression intracrânienne (DeHennis A. et Wise K. D., 2002) et du monitoring des composés (gaz, pH...) du sang (Tiessen R. G., 2001). (Tanase D. et al., 2002) montrent au travers de leur travaux que l'intégration micro technologique peut amener à la réalisation de cathéters complexes multi- capteurs permettant l'acquisition d'informations locales (saturation en

oxygène, pression du artérielle et vélocité du sang) de façon peut invasive. (Judy J. W., 2000, Rebello K. J., 2004, Van Meer et Esteve D., 2004) mettent en avant cette progression des microtechnologies dans le domaine médical. Les propositions de la société Verimetra Inc. en sont l'exemple actuel le plus démonstratif (Cf. Figure 3-8-A).

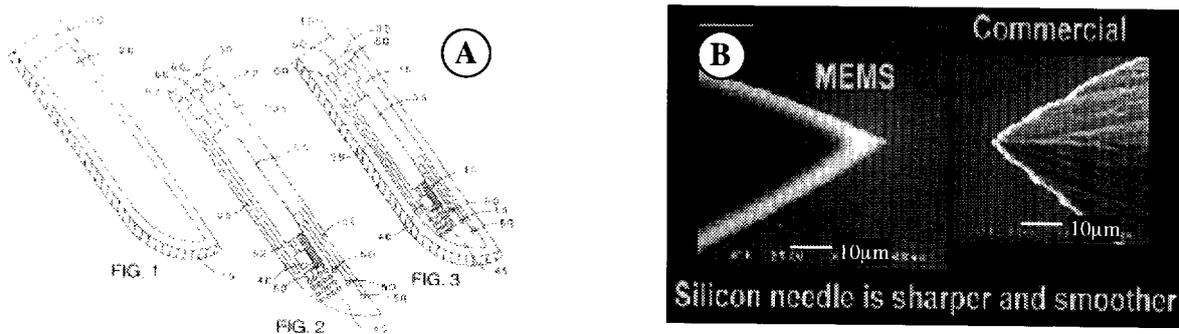


Figure 3-8 : Technologie développée par Verimetra Inc. A : Bistouri intégrant un dispositif microsysteme, B : Aiguille réalisée a partir d'une attaque chimique du silicium

Cette société propose de loger dans une lame de bistouri un dispositif microsysteme intégrant des capteurs de température, des émetteurs/détecteurs à ultrasons, des capteurs de pression, un accéléromètre, des électrodes de stimulation électrique et des éléments chauffant de cautérisation (Leboutitz K. et Migliuolo M., 2002). Dans cette proposition les détecteurs à ultrasons et les capteurs de température peuvent être utilisés notamment pour la caractérisation des paramètres tissulaires proche de l'instrument et donner au chirurgien des informations sur son espace de travail (position de l'outil chirurgical à proximité d'artère, de nerfs, de tissus cancéreux...). On retrouve cette idée dans les travaux de (Nojima T. et al., 2002) qui présentent une possibilité de détection des frontières tissulaires à partir de deux fibres optiques et d'une analyse de réflexion. L'intérêt de ce capteur est illustré par une découpe automatisée du blanc d'un œuf cuit autour de sa partie jaune. La différenciation des milieux évite de heurter des parties sensibles lors d'une dissection. Ce type de détection a été traité par (Chen X. et Lal A., 2001) au moyen d'un outil ultrasonique aspirateur de fluides, dont les caractéristiques de résonance donnent une image de la dureté des tissus.

En termes de régulation contrôlée, l'utilisation d'un accéléromètre porté par l'outil chirurgical a été particulièrement étudiée par (Rivière C. N. et Khosla P. K., 1997) afin de mesurer les tremblements du chirurgien et de les compenser au moyen de microactionneurs piézoélectriques. Cette mesure d'accélération pourrait être aussi exploitée pour caractériser le geste opératoire du chirurgien en évaluant par exemple les vitesses d'exécution des actes et les parcours des instruments. Parallèlement à l'intégration de capteur ou d'actionneur,

l'utilisation des microtechnologies offre la possibilité de réaliser des structures géométriques très précises dont la finesse limite les traumatismes appliqués au tissu. C'est l'exemple proposé par la société Verimétra Inc. en utilisant des aiguilles micro-usinées en silicium (Cf. figure 3-8-B). Ce type d'aiguille offre un état de surface qui peut limiter les déchirements lors de la pénétration dans les tissus. Cet avantage aura son importance, dans des actes de microchirurgie ou même d'insémination artificielle, afin de ne pas abîmer les membranes cellulaires.

Au travers de ces travaux l'idée générale est de permettre, par l'utilisation des microtechnologies, la conception de nouveaux instruments chirurgicaux multifonctionnels intégrant des capacités d'intelligence en termes de capteurs, d'apport d'informations et de faculté de décision. On souhait évidemment que l'utilisation des microtechnologies et leur coût de production bon marché contribuent à la diminution des dépenses en termes d'instruments chirurgicaux consommables et jetables.

4 Conclusion

Cet état de l'art ciblé a montré la grande diversité des travaux existants sur les dispositifs orientables pour la chirurgie mini-invasive. L'idée la plus intéressante être la conception d'un dispositif polyarticulé dont la cinématique est proche de celle d'un corps de serpent. C'est vers cette première idée que nos recherches vont tenter d'aboutir avec comme ambition la réalisation d'une articulation utilisable pour des manipulations tissulaires avec une force maximale de 5N. L'état de l'art met aussi en évidence l'intérêt en émergence de l'utilisation des microsystèmes dans la conception d'outils chirurgicaux intelligents. La première idée, citée dans le chapitre II-§2, est bien sûr la mesure des efforts par un microcapteur approprié et utilisable de 0 à 3N. La seconde idée est la réalisation d'un outil chirurgical permettant de découper et de coaguler les tissus en utilisant de faibles puissances énergétiques. C'est au moyen des microtechnologies silicium que nous allons travailler à la réalisation de ces deux idées. L'utilisation des techniques d'usinage et de dépôt de la microélectronique laisse imaginer la possibilité de réaliser, pour de faibles coûts de revient, plus de 150 outils thermocoagulants ou capteurs d'effort, dans un même substrat de 4'' de diamètre.

Chapitre III

Etude et Développement d'une Articulation pour un Instrument de Chirurgie Mini-Invasive

Introduction

L'articulation terminale est un des points clefs du dispositif robotisé de chirurgie : c'est au travers de sa dextérité que se définissent les amplitudes des mouvements du bras porte-instrument. L'analyse des différents systèmes existants a permis d'établir les spécifications générales de cette articulation afin de répondre aux exigences de la pratique chirurgicale:

- compacité (Diamètre $\leq 8\text{mm}$, Longueur $< 15\text{mm}$)
- porter un outil terminal de chirurgie (pince/ciseaux) avec des fonctions d'ouverture et de fermeture des mors,
- un minimum de deux degrés de liberté en rotation (suivant deux axes orthogonaux entre eux et à l'axe du tube de l'instrument)
- débattement angulaire important de $\pm 90^\circ$ suivant les 2 DDL en rotation
- transmission d'un couple axial et d'une rigidité mécanique en position
- commande discrète ou continue
- simplicité technologique
- biocompatible
- re-stérilisable ou jetable
- faible prix de revient

Il faut ajouter à ces spécifications l'objectif de développer un outillage terminal intégrant des fonctionnalités microsysteme. Dans cette perspective, l'intégration d'un capteur d'effort ou d'une lame de thermo-coagulation basse tension au niveau de l'outil terminal implique deux contraintes supplémentaires :

- La présence d'un espace important pour le passage d'une douzaine de câbles électriques,
- La prise en compte du mouvement nécessaire de ces câbles électriques lors de l'actionnement de l'outil terminal.

Ces considérations nous ont amené à travailler dans deux directions :

- * La réalisation de deux types d'équipements terminaux afin d'explorer la possibilité d'intégrer des microtechnologies dans l'outil terminal,
- * La réalisation d'un dispositif polyarticulé basé sur une structure originale du type « corps de serpent ».

1 Recherches exploratoires : articulation multifonctionnelle

Historiquement, un premier objectif a été de concevoir des outils articulés offrant un passage important pour les câbles électriques. Le type de poignet que nous avons étudié dans un premier temps, associe deux articulations orthogonales sur $\pm 90^\circ$, avec un actionnement par poulies. La deuxième articulation porte les outils. Chaque outil est actionné par une poulie : en fonction de leurs dimensions, deux, trois, ou quatre outils peuvent coopérer en coordonnant leurs mouvements par une commande électronique des positions relatives. Une originalité conceptuelle de cette première approche fut de permettre à la dernière articulation de porter des outils dont certains pouvaient être, en position de repos, repliés entre les deux articulations du poignet.

Nous avons fixé les principales exigences suivantes:

- Diamètre inférieur à 10mm
- Orienter l'outil suivant 2 DDL,
- Permettre la rétraction complète de l'outil et son actionnement (fermeture/ouverture),
- Permettre l'apport d'énergie,
- Limiter le nombre d'actionneurs mécaniques,
- Limiter le coût de revient.

1.1 Définition de la structure cinématique

L'idée s'inspire des travaux de (Madhani A. J., 1998) en réduisant au nombre de quatre les câbles d'orientation et d'actionnement. La commande bilatérale de (Madhani A. J., 1998), qui utilise deux câbles pour l'actionnement de chaque degré de liberté, a été remplacée par une commande unilatérale à un seul câble avec un ressort de rappel. Le fait de n'utiliser qu'un câble pour l'actionnement réduit l'encombrement et permet de laisser un passage important pour l'intégration de câbles électriques véhiculant l'information et l'énergie. Cet actionnement unilatéral permet aussi l'orientation des mors de l'outil suivant un angle de 0 à 360°, offrant ainsi la possibilité de placer l'outil dans une zone de rangement. Cette spécificité peut être intéressante en permettant d'introduire l'instrument dans le corps humain en réduisant le risque de blesser ou de traumatiser les tissus par un contact accidentel. Le schéma cinématique de la figure 1-1, décrit cette articulation.

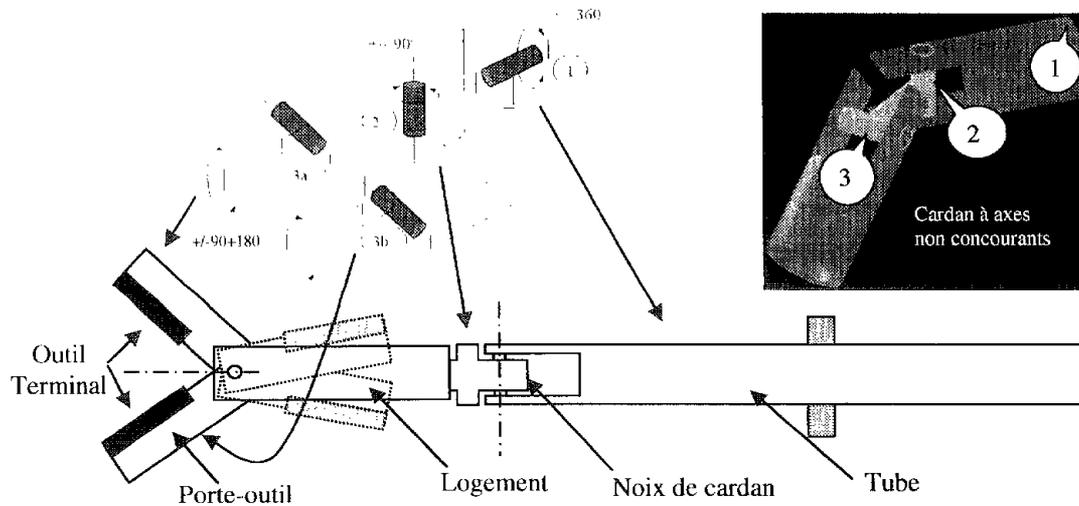


Figure 1-1 : Schéma cinématique et architecture de l'articulation terminale de 4 DDL

Ce montage à 2DDL ne peut s'articuler de $\pm 90^\circ$ suivant les liaisons 2 et 3 que si les axes ne sont pas concourants. L'outil mis en œuvre ici comporte 4DDL et décompose la liaison 3 en deux liaisons (3a et 3b) afin de pouvoir orienter, fermer et rentrer ou sortir indépendamment les deux mors de l'outil à l'intérieur d'un logement approprié. La rotation droite/gauche de $\pm 90^\circ$ est réalisée au moyen d'une pièce intermédiaire (noix de cardan). La rotation axiale de $\pm 360^\circ$ est effectuée par celle du tube sur lequel est montée l'articulation.

1.2 Réalisation technologique

Une difficulté de ce mécanisme est liée à l'actionnement unilatéral des deux mors indépendants. Il faut pouvoir positionner les mors au moyen d'un seul câble passant au travers de l'articulation principale droite/gauche. Le seul moyen de permettre cette fonctionnalité est l'intégration d'un ressort au niveau de la partie terminal de l'outil. Ce ressort doit permettre au porte-outil d'effectuer une rotation de 270° afin de se loger dans une zone de stockage à l'image d'un couteau suisse multifonction. Cette contrainte pose un problème de compacité que nous avons résolu en choisissant d'intégrer à l'intérieur du porte-outil un ressort spiral. La rotation principale est réalisée au moyen d'une noix de cardan qui supporte les deux porte-outils. Les porte-outils sont réalisés par empilement de structures 2D usinées dans des feuilles d'époxy ou moulées à partir d'un moule élastomère (Cf. Figure 1-2). Un évidement a été réalisé à l'intérieur du porte-outil afin d'intégrer une lame coagulante en silicium.

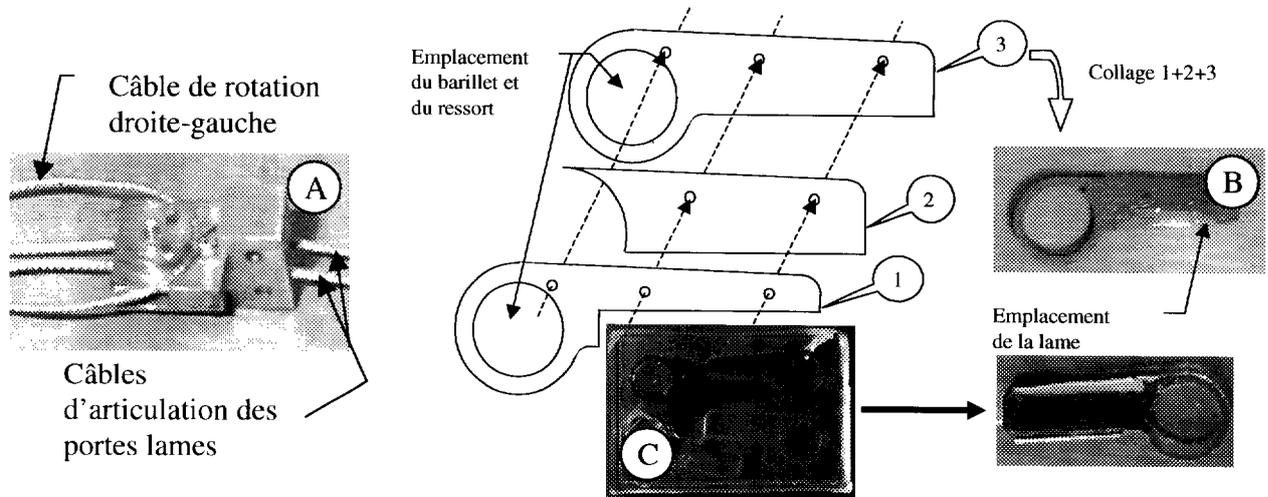


Figure 1-2 : Noix de cardan principale (A) et méthodes de réalisation du porte outil : empilement (A) et moulage (C)

L'intégration d'un ressort spiral dans le corps (A) du porte-outil permet d'enrouler le câble actionneur lorsqu'il est relâché par le moteur. Ce système positionne et actionne la partie terminale de l'outil en utilisant un seul câble. Cette solution se distingue par cette originalité, de la proposition commerciale d'Intuitive Surgical® (Cf. figure 1-3).

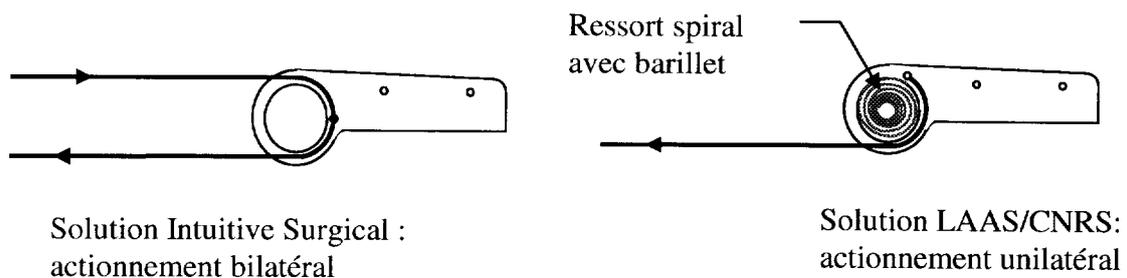


Figure 1-3: Solutions technologiques des outils d'Intuitive Surgical et celle du LAAS/CNRS.

Il a été difficile de trouver, dans les produits industriels de grandes séries, des ressorts spiraux de petit diamètre, qui sont bien souvent spécifiques de l'application. Dans le cas présent, le CGR (Comptoir Général du Ressort, Toulouse) propose la réalisation d'un ressort spiral adapté au porte-outil pour un prix unitaire de 45€ (2,2€ par 10 000 pièces). Pour continuer notre démonstrateur, le choix s'est porté vers les disponibilités de l'industrie horlogère. Les ressorts spiraux d'horlogerie sont encore utilisés et produits pour le fonctionnement d'anciennes montres. La société Schwartzmann-Toulouse a fourni des ressorts spiraux, de 5 mm à 20 mm de diamètre, avec leur barillet, pour un prix unitaire de 8€. Notre prototype,

utilise pour chaque porte-lame un ensemble ressort/barillet d'horlogerie d'un diamètre de 6.5mm. Le ressort spiral se loge dans son barillet qui s'intègre par collage dans le porte-outil. A l'intérieur du barillet le ressort spiral s'accroche en deux points : sur la paroi interne du barillet grâce à un évidement ; sur un axe libre, en liaison pivot avec le barillet, grâce à un crochet. L'axe libre est lié par une vis au rochet. Le rochet est un petit engrenage destiné, dans une montre, au remontage du ressort. Dans le cas du prototype, il est fixé par collage dans le support en époxy-cuivre (Cf. Figure 1-4). Il sert ainsi à réaliser, grâce à son axe, la liaison pivot entre le support et le porte-lame. L'accroche du câble, qui reste un point critique, a été réalisée au moyen d'un petit nœud stoppeur entre le barillet et le porte-outil.

1.3 Essais et conclusions

Afin d'étudier cette articulation, une plate-forme motorisée a été construite autour de trois servo-commandes. Une carte électronique convertit le déplacement d'un joystick analogique en positions absolues qui sont ensuite renvoyées aux actionneurs. La figure 1-4 montre cette plate-forme et la possibilité d'escamoter l'outil à l'intérieur d'un logement dédié.

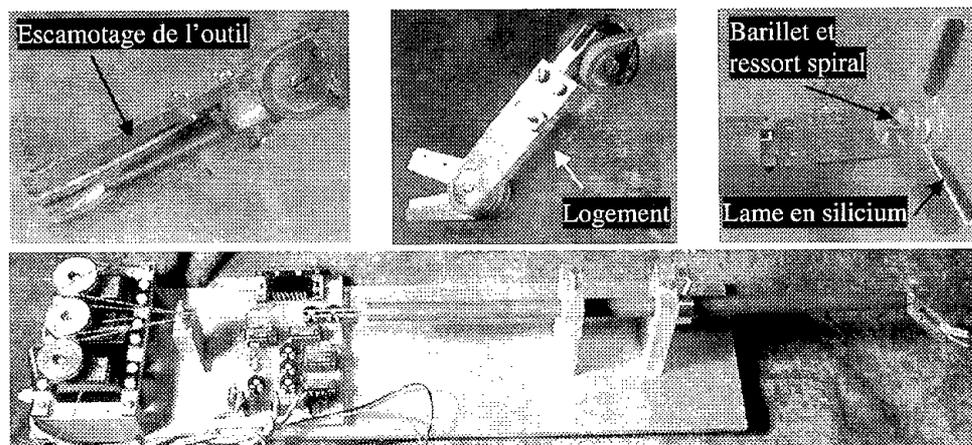


Figure 1-4: Plate-forme de test et orientation de l'articulation terminale

Les premiers essais ont parfaitement validé les commandes de l'outil terminal lors de manipulations à vide. Les résultats ont été, plus décevants lorsque nous avons tenté de manipuler des structures solides avec l'outil terminal. Les efforts appliqués sur le porte-outil ne permettent plus de contrôler les positions : le prototype utilise un ressort avec une raideur trop faible pour maintenir une tension suffisante dans le câble. En présence d'effort, le mouvement du porte-lame passe par une étape de pré-tension du câble. Pour effectuer une découpe, avec une commande en position correcte, il faut un ressort de raideur beaucoup plus élevée : il faut tendre le câble avec une tension au 3/4 de l'effort maximal admissible avant

rupture. Nous avons préféré écarter cette solution pour l'instant, car elle introduit un risque important dans l'éventualité de la rupture du câble actionneur. La conséquence serait, sous l'action du ressort, un retour incontrôlé du porte-outil dans son logement, avec possibilité d'un arrachement des tissus.

2 Choix stratégique : Concept d'outil chirurgical hybride

Compte tenu de l'extrême variété des outils utilisés en chirurgie et des différentes technologies à mettre en œuvre, il est assez vite apparu intéressant de définir une filière d'assemblage hybride sur la base des étapes suivantes.

- Utiliser des substrats en Si, fibres de verre ou céramiques,
- Rapporter sur ce substrat les composants électroniques et optoélectroniques, les capteurs et les microstructures spécifiques (connecteurs, lames de couteau, par exemple),
- Enrober le tout par moulage et faire finalement la découpe de l'outil élémentaire (fabrication collective) ; report de l'outil sur le porte-outil,
- Reporter l'ensemble du système sur un support rigide, articulé et générique.

Nous distinguerons donc l'outil terminal et le porte-outil, contrairement à un outillage de chirurgie classique, sur lequel l'outil terminal et le porte-outil sont issus du même bloc de matière. Aussi dans notre approche, le dispositif articulé complet comporte:

- L'outil terminal : partie permettant une action directe sur les tissus (Préhension, découpe, coagulation) pouvant intégrer des composants microélectroniques,
- Le porte-outil : partie articulée permettant une orientation et/ou une fermeture/ouverture de « l'Outil terminal »,
- L'articulation terminale ou poignet : système complet d'orientation de l'outil terminal pouvant inclure les degrés de liberté du « Porte-outil ».

L'outil terminal se présente comme un bloc microsystème intégrant diverses fonctionnalités de préhension et/ou découpe et/ou de mesure qui permettent de le qualifier de « MEMS chirurgical intelligent » ou de « puce chirurgicale » (Cf. Figure 2.1) au sens où il peut intégrer des microactionneurs, des microcapteurs, accompagnés d'une électronique.



Figure 2-1: Intégration par report d'une puce chirurgicale sur un support générique

Le MEMS chirurgical est réalisé au moyen des techniques microsystèmes et se place sur un support générique produit par une filière plus classique (découpe et pliage, emboutissage, moulage plastique ou métal...). On peut donc imaginer retrouver ici, le principe de conception des cartes électroniques sur lesquelles sont intégrés des composants spécifiques par « pick and place ». Ces principes de conception ont été décrits comme argument du brevet déposé de (Esteve D. et al., 2002). Il se différencie de la solution de la société Verimétra Inc. (Lebouitz K. et Migliuolo M., 2002 VER-WEB), citée dans le chapitre II, qui propose d'intégrer à l'intérieur d'un outil existant (Exp : scalpel chirurgical), un dispositif microélectronique comportant plusieurs fonctionnalités.

Au travers de notre principe et de celui de la société Verimétra Inc., on comprend que grâce aux technologies microélectroniques, il est possible de concevoir de nouvelles générations d'outils chirurgicaux offrant des fonctionnalités multiples. Nous en présenterons une illustration dans le chapitre suivant. Il montre la possibilité d'intégrer des fils mécaniques et électriques dans un volume réduit et de reporter une puce chirurgicale sur un support générique.

3 Conception et développement d'une solution découpe et pliage

A l'issu des premiers travaux décrits précédemment, nous avons cherché à compacter encore le dispositif pour laisser plus d'espace au passage des câbles mécaniques. Nous nous sommes imposé une stratégie de recherche vers des filières de fabrication collective pour réduire de manière drastique les prix de revient unitaires.

Deux options technologiques complémentaires ont été envisagées :

1. L'usinage de la tôle découpée pour le poignet porte-outil : chaque articulation comporte deux bras liés par un axe et une poulie. Les deux articulations sont mobiles de manière orthogonale $\pm 90^\circ$. La deuxième articulation porte les outils.

L'idée est de standardiser le porte-outil sous la forme d'une tôle découpée et pliée.

Solidaire d'une poulie, ce choix permet de standardiser le conditionnement des outils.

2. L'usage pour l'outil, de procédés d'assemblage multicouche 3D de type électronique : connectique par microbilles (Flip Chip – BGA), assemblage par couches électroniques empilées, assemblage d'objets hétérogènes pour l'intégration de microsystèmes...

Ces options technologiques laissent ouvert le choix des matériaux :

- le tout silicium, par empilement de pièces de silicium micro-usinées, pour bénéficier des technologies collectives MEMS,
- les assemblages hybrides par empilement de pièces hétérogènes, notamment de pièces microsystèmes conditionnées par des résines moulées.

3.1 Définition de la structure cinématique

L'outil expérimental que nous avons conçu et réalisé est d'un diamètre de 8mm et s'articule suivant 4 DDL avec la même structure cinématique que celui de (Madhani A. et al., 1998). La commande de l'outil utilise six câbles mécaniques. On s'est affranchi de la mise en place d'éléments mobiles qui auraient compliqué le montage du système et augmenté son coût : Les poulies ont été remplacées par des éléments rigides offrant un faible coefficient de friction.

3.2 Réalisations Technologiques

Les techniques de moulage, comme celle du MIM ou CIM (Léveque R., 2003 ; FOR-WEB), sont les plus attractives pour la réalisation de ce dispositif. Ces méthodes sont très favorablement utilisées dans la lunetterie et l'instrumentation médicale. Nous les avons provisoirement écartées car elles sont difficilement accessibles et coûteuses lors de l'élaboration d'un prototype. Notre choix s'est porté sur de l'usinage 2D, avec l'idée de réaliser des structures 3D par empilement ou pliage. L'empilement de pièces nécessitant un alignement et des méthodes de collages difficiles à réaliser sur des pièces ayant des grandes variations dans la dimension des sections, nous avons exploré les techniques de pliage de tôles

en acier. L'intérêt de cette approche est qu'elle peut intégrer une phase d'emboutissage (déformation et découpe par poinçonnage) qui permet de former, avec une même matrice, de nombreuses pièces identiques (Martin R., 1977). Pour le prototypage, nous avons choisi de découper les structures, au moyen d'un jet d'eau haute pression, dans un acier inox biocompatible (acier 316L). Cette technique, moins coûteuse et moins destructrice que le LASER, permet de découper un nombre important de matériaux métalliques et plastiques avec des tailles de jet entre 0,3mm et 0,5mm et une précision affichée de l'ordre de +/- 0,05mm (Cannet G. et Delzenne M., 1998). Techniquement, la taille du jet est fonction du chargement de l'eau en matière sableuse qui détermine l'effet abrasif lors de la découpe de pièces métalliques. L'ensemble des pièces, constituant le poignet articulé, ont été découpées par la société Jedo Service SA (JED-WEB), pour ensuite être pliées par la société Julia SA.

Pour l'assemblage, nous avons d'abord utilisé des câbles métalliques, composés de torons en acier inox, dont le prix de revient était totalement incompatible avec une utilisation sous forme de produit jetable. Nous avons ensuite exploré l'usage de câbles textiles à base de polyéthylène haut module, qui définissent une solution plus intéressante : biocompatibilité, allongement moyen inférieur à celui de l'acier, possibilité d'avoir des câbles conditionnés sous forme stérile, résistance à la rupture supérieure à un câble acier, rayon de courbure inférieur à l'acier, légèreté du matériau, hydrophobe, faible coût. Leur inconvénient majeur est une faible tenue aux fortes températures qui interdit tout échauffement prolongé du câble au delà de 140°C.

A partir de ces choix technologiques, nous avons effectué une étude du dimensionnement des porte-outils. L'outil doit répondre aux critères suivants : diamètre inférieur à 8mm, résistance de la structure à une force de préhension de 5N, utilisation de tôle en acier et de câbles textiles, déformation sous charge maximale inférieure à 100µm, aucune pièce libre telle que des poulies de guidage. Pour illustrer le caractère multifonctionnel de l'outil chirurgical, nous avons intégré 4 diodes électro-luminescentes et 2 jauges de contrainte mécaniques (2 diodes pour chaque mors et 2 jauges de contrainte sur l'un des mors). Les diodes sont de couleurs différentes et alimentées selon la valeur des forces mesurées par les jauges de contraintes. Ces diodes et ces jauges sont intégrées dans un bloc en plastique transparent. 8 fils électriques souples, de diamètre égal à 0,2mm, alimentent les composants des deux mors. Le bloc plastique constitué de ses composants et de sa connectique est reporté par collage sur le porte-outil.

Pour l'articulation, nous avons utilisé des feuilles d'acier inox 316L biocompatible d'épaisseur 0,5mm. Ce choix limite l'encombrement tout en offrant une bonne rigidité du support mécanique. Nous avons considéré que l'outil devait avoir une surface de préhension assez large : $5 \times 10 \text{mm}^2$ et que le bloc électronique aurait un volume de $5 \times 10 \times 2 \text{mm}^3$. Cela fixe le dimensionnement des pièces et leurs lignes de pliage au regard du diamètre de 8mm du tube. Nous avons utilisé le logiciel CATIA® V5 (CAT-WEB) pour dessiner les pièces et pour évaluer les déformations du porte-outil pour des forces de préhension allant jusqu'à 5N (manipulations tissulaires). Le calcul RDM se base sur une position statique de l'outil terminal avec une tension des câbles assez importante pour considérer la liaison mécanique comme rigide. La zone d'encastrement se réduit donc à un contact fixe, par collage ou soudage, entre le porte-outil et la poulie d'actionnement. On considère que la force est appliquée en moyenne sur les $\frac{3}{4}$ de la surface du porte-outil.

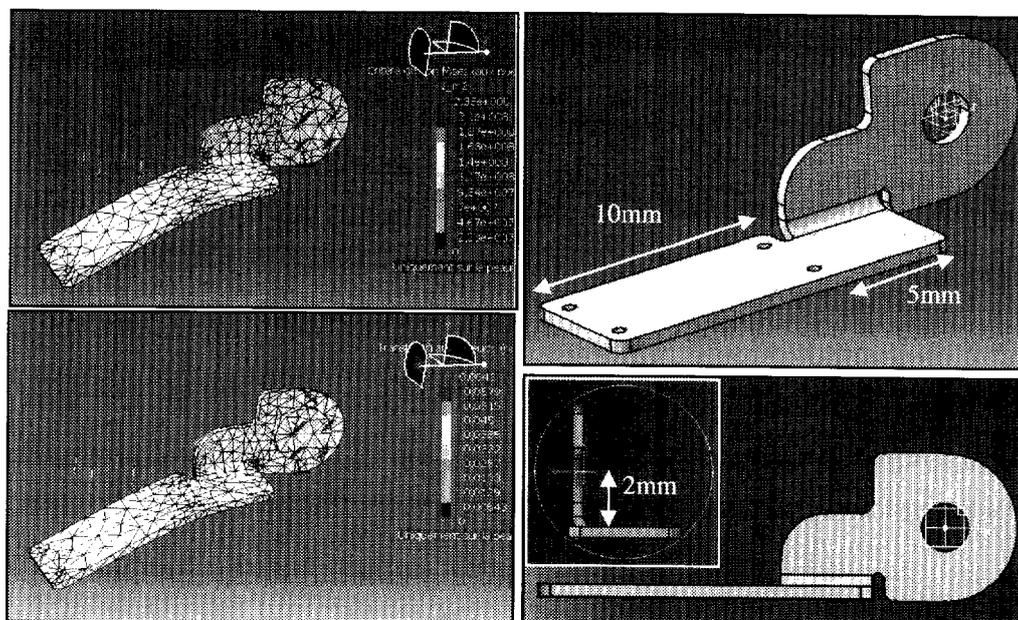


Figure 3-1: CAO du porte outil et simulation aux éléments finis de ses déformations/contraintes sous une charge de 5N

La figure 3-1 montre les déformations du porte-outil sous charge maximale. Elles restent admissibles et inférieures à $100 \mu\text{m}$ dans le sens de la flexion (Module de Young de l'acier 316L proche de 200GPa). Les contraintes mécaniques au point d'encastrement sont encore inférieures à la limite élastique de l'acier inox 316L (250MPa). Cette structure compacte comporte sur l'arrière un emplacement pour la connectique électrique et son actionnement s'effectue au moyen d'une poulie de 5mm de diamètre.

A partir de ce dimensionnement du porte-outil, nous avons réalisé l'articulation droite/gauche principale. Elle se compose d'un ensemble de 4 pièces : une cage, deux guides en plastique et un tambour (Cf. Figure 3-2).

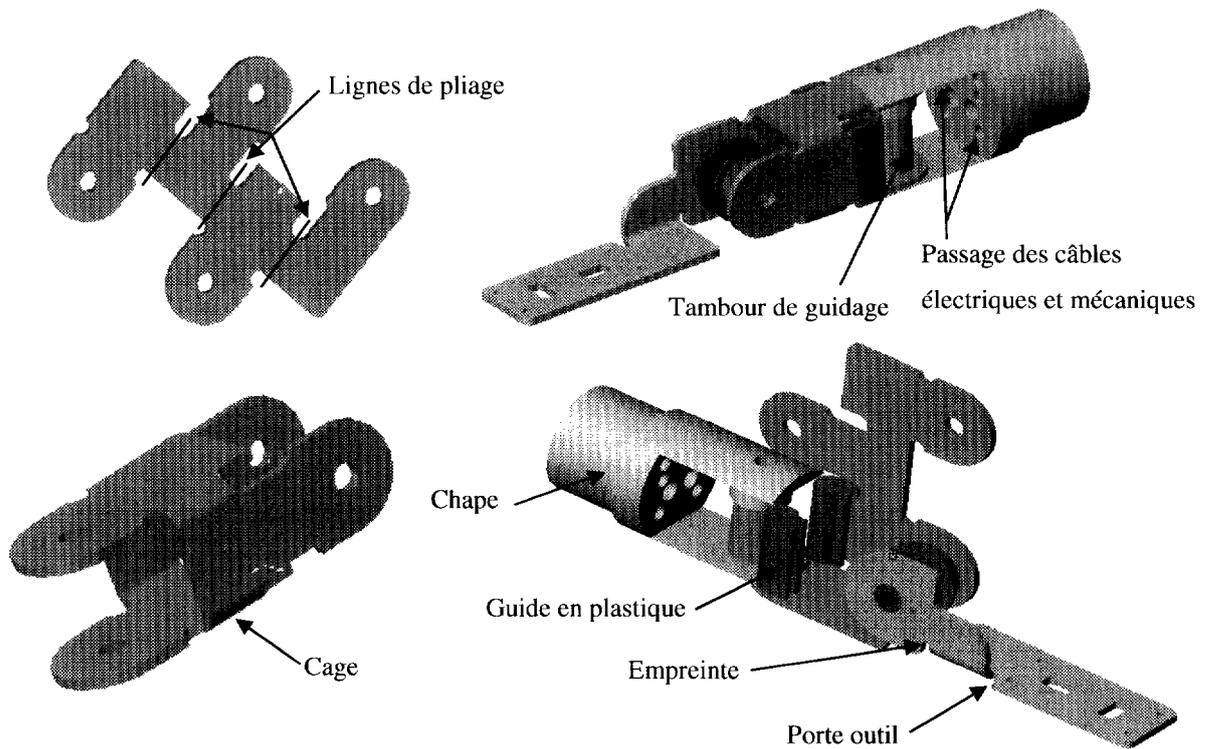


Figure 3-2: CAO de l'articulation terminale complète avec sa cage et ses porte-outils en tôle pliée.

La cage est réalisée à partir d'une tôle découpée qui est ensuite pliée en trois endroits afin de former une structure fermée à axes d'articulation orthogonaux. Elle possède deux ailettes sur lesquelles sont reportées les deux guides en plastique découpés au jet d'eau dans une plaque de Nylon de 3mm d'épaisseur. Le tambour est un axe à deux diamètres permettant l'orientation de la cage et, avec l'aide de guides en plastique, d'assurer le guidage des câbles mécaniques et électriques. L'ensemble laisse un espace important pour les câbles électriques et leurs déformations. Une analyse RDM a permis de montrer la bonne tenue mécanique de l'outil, déformation globale inférieure à 0,5mm, pour des efforts de tiraillement radiaux supérieurs à 5N. Les éléments de guidage ont été calculés de telle sorte que les câbles mécaniques restent alignés avec les passages formés dans la chape de maintien fixée en terminaison du tube : Quelle que soit l'orientation de l'outil, les câbles textiles n'effectue aucun frottement sur des structures tranchantes.

L'accroche des câbles, qui présente toujours une certaine difficulté, a été résolue en laissant sur les parties pliées des empreintes sur lesquels on effectue une boucle d'arrêt. Un point de colle suffit ensuite à ce que la boucle ne se détende pas et que le câble reste bien en position. La procédure de montage s'effectue en commençant par la cage pliée et le tambour sur la chape. Cet ensemble est maintenu par un axe monté serré qui permet de réaliser la première articulation. Ensuite viennent les porte-outils et leurs poulies sur lesquels on a préalablement fixé les câbles actionneurs et le bloc électronique accompagné de sa connectique électrique. L'ensemble des câbles est introduit au travers des espaces alloués dans la chape avant de bloquer les porte-outils au moyen d'une cale et d'un axe monté serré au niveau de la cage. Le résultat obtenu est illustré par la figure 3-3.

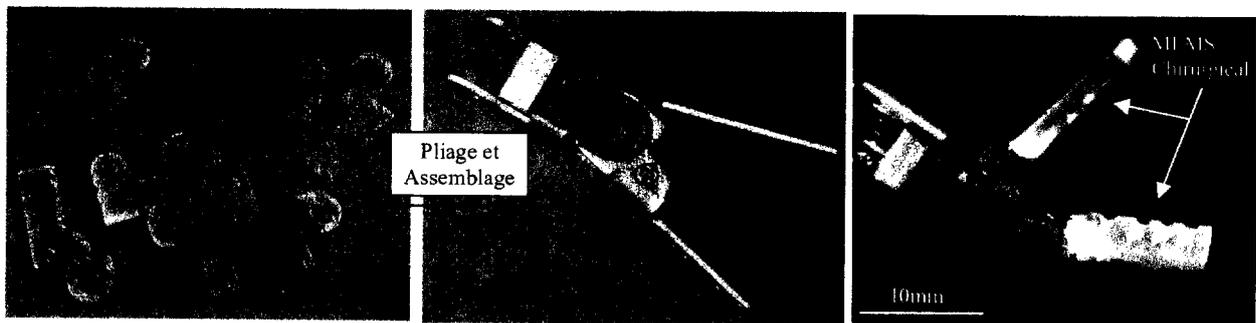


Figure 3-3: Articulation complète avec son outil terminal muni de diodes émettrices et de jauges de contraintes.

L'actionnement est réalisé au moyen de 6 servo-moteurs équipés de poulies en aluminium de 10mm de rayon. Chaque actionneur applique sur chacun des câbles une force de 40 à 50 N pour l'orientation des porte-outils, ou de 50 à 60 N pour l'orientation de la cage. Ces forces d'actionnement sont calculées afin que l'outil terminal puisse s'orienter avec un effort de 5 N en bout de pince. Une interface graphique programmée en Visual C++ 6 permet au moyen d'une carte de commande de régler la tension des câbles, la course des moteurs, l'angle d'ouverture des pinces, l'interdépendance des lois de commande et d'orienter l'outil manuellement au moyen de la souris. Enfin, une fonction d'enregistrement et de relecture des commandes est disponible. Elle permet de tester continuellement l'outil articulé pour évaluer sa robustesse dans le temps.

3.3 Lois de commande de l'outil articulé

Les articulations de l'outil : orientation haut/bas des porte-outils et liaison principale droite/gauche sont interdépendantes. Pour maintenir en position les mors, lors d'une rotation

d'un angle θ de la première articulation, il faut relâcher ou tendre les câbles de commande des porte-outils en fonction du signe de θ (Cf. Figure 3-4).

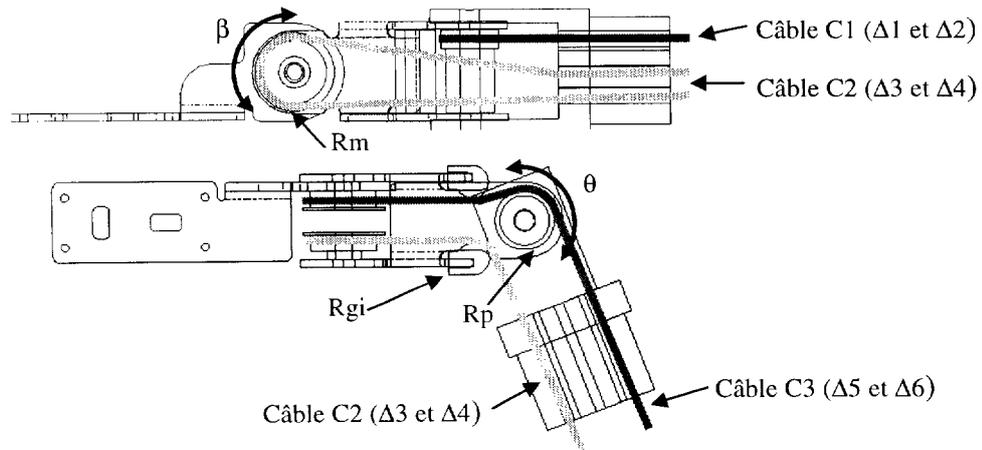


Figure 3-4: Parcours des câbles C3 et C5 pour une angulation de la première articulation de + 90°

La loi de commande est basée sur un modèle approché qui correspond à l'enroulement du câble sur des poulies de rayons donnés. La rotation d'un angle θ de la première articulation est régie par la différence de course $\Delta 1$ et $\Delta 2$ des deux brins du câble C1 (Equation 3.1 & 3.2).

$$\Delta 1 = \frac{\theta \cdot \pi \cdot R_0}{180} \quad (3.1)$$

$$\Delta 2 = -\frac{\theta \cdot \pi \cdot R_0}{180} \quad (3.2)$$

où R_0 est le rayon de la poulie de commande sur lequel repose le câble de la première articulation.

Lorsque la première articulation est à sa position d'origine, les lois de commande du câble C2 par exemple sont régies par les équations 3.3 et 3.4. Le câble C3 évolue suivant les mêmes lois.

$$\Delta 3 = \frac{a \cdot \pi \cdot R_m}{180} \quad (3.3)$$

$$\Delta 4 = -\frac{a \cdot \pi \cdot R_m}{180} \quad (3.4)$$

$$a = \beta + \frac{\alpha}{2} \quad \text{où } \beta \text{ est la position moyenne de la pince et } \alpha \text{ son ouverture}$$

où R_m est le rayon de la poulie de commande sur lequel repose le câble de l'articulation des porte-outils.

Si la première articulation subit une rotation (Cf. Figure 3-4), il faut prendre en compte le changement de parcours que subissent les câbles qui actionnent les porte-outils. Les équations 3.5 à 3.8 donnent le modèle approché de la variation de course du câble C2, en fonction d'une

rotation droite ou gauche de la première articulation. On peut appliquer inversement le même modèle au câble C3.

Pour une rotation de la première articulation de 0 à 90:

$$\Delta 3 = \frac{a.\pi.R_m}{180} + \frac{\theta.\pi.R_{gi}}{180} \quad (3.5)$$

$$\Delta 4 = -\frac{a.\pi.R_m}{180} + \frac{\theta.\pi.R_p}{180} \quad (3.6)$$

Pour une rotation de la première articulation de 0 à -90:

$$\Delta 3 = \frac{a.\pi.R_m}{180} - \frac{\theta.\pi.R_p}{180} \quad (3.7)$$

$$\Delta 4 = -\frac{a.\pi.R_m}{180} - \frac{\theta.\pi.R_{gi}}{180} \quad (3.8)$$

R_p est le rayon du cylindre de guidage sur lequel reposent les câbles du porte-outil au niveau de la première articulation, R_{gi} est le rayon du cylindre de guidage intermédiaire sur lequel reposent les câbles du porte-outil.

Ces différentes équations ont été utilisées pour la commande de l'outil terminal au moyen de l'interface homme-machine qui contrôle la position des servo-moteurs. Afin d'avoir une commande optimisée, on pourrait également calculer le parcours exact de chaque câble et réaliser un tableau de valeurs. A partir de ce tableau, on pourrait avoir accès, rapidement et sans aucun calcul particulier, aux variations d'élongation de chaque câble en fonction de l'orientation de l'outil terminal.

3.4 Essais et conclusion

Les premiers essais ont validé le bon fonctionnement global de l'articulation et de l'électronique embarquée en mettant en avant les fonctionnalités microsysteme intégrées dans l'instrument de chirurgie. La mesure des efforts est restée au stade expérimental avec essentiellement une mesure de seuil correspondant à un effort maximal avoisinant les 3 N. Le principal intérêt de ces essais a été de tester la robustesse : lors du SITEF 2002, l'outil a été actionné comme démonstrateur pendant toute la durée du salon 6h par jour. Les premières défaillances sont apparues au delà de 18h d'utilisation sous la forme d'une rupture du câble d'actionnement, au niveau de la poulie du servo-moteur. La rupture du câble d'actionnement de l'articulation ne s'est jamais produite après 24h d'utilisation. La première défaillance électrique est intervenue après 20h d'utilisation avec le sectionnement d'un câble d'alimentation au niveau de la base du bloc plastique. La résistance aux efforts est validée et

les axes d'articulations subissent sans problème les forces de traction appliquées par les 6 câbles d'actionnement (effort moyen total supérieur à 210 N).

Certains points négatifs sont tout de même à souligner sur le plan mécanique. Les éléments pliés étant réalisés de façon artisanale, l'ajustement mécanique des pièces reste parfois un peu trop approximatif et manque de répétabilité. L'utilisation d'une méthode plus industrielle, employant des pièces adaptées à la forme du pli et aux dimensions finales de l'articulation, devrait permettre une qualité de montage accrue et des jeux mécaniques réduits. La commande réalisée à partir des servo-commandes utilise une carte électronique dont la résolution angulaire de l'articulation, proche des 2° , est mal adaptée. Nous avons choisi, pour les travaux suivants, une nouvelle version de carte permettant de commander 16 servo-commandes avec une résolution proche des $0,01^\circ$ (SEL-WEB). On peut aussi espérer réaliser des porte-outils plus robustes en utilisant des traitements thermiques adaptés après le pliage.

4 Conception et développement d'une solution polyarticulée

Avec l'expérience acquise, nous avons cherché à exploiter les résultats sur un ensemble articulé très compact pouvant concurrencer avantageusement les produits commerciaux existant sur le marché. Nous avons porté une attention particulière aux techniques de fabrication, en considérant les possibilités d'industrialisation des mécanismes proposés. C'est ainsi que nous avons abouti au concept original d'une structure articulée de type « corps de serpent », compacte, capable de fournir des couples axiaux, avec des orientations supérieures aux différents systèmes cités dans l'état de l'art.

4.1 Définition de la structure cinématique

Le nombre de degrés de liberté et l'angle de rotation maximal imposé par les spécifications définissent l'articulation idéale comme celle d'une rotule privée de son degré de liberté axial : En effet, une rotule permet dans la majorité des cas une orientation de $\pm 45^\circ$ suivant les axes X/Y et une rotation d'angle infinie suivant Z (Cf. Figure 4-1). Dans notre cas, il faut pouvoir disposer des degrés de liberté R_x et R_y tout en bloquant R_z afin de transmettre des couples axiaux. La solution intuitive de la figure 4-1, consistant à utiliser une clavette, est valide si $R_x=R_y=0$, mais ne permet que les mouvements suivant R_x si $R_y=0$ et les mouvements suivant R_y si $R_x=0$. Ce défaut invalide cette solution pour notre application où l'on souhaite pouvoir orienter suivant R_x et R_y en même temps.

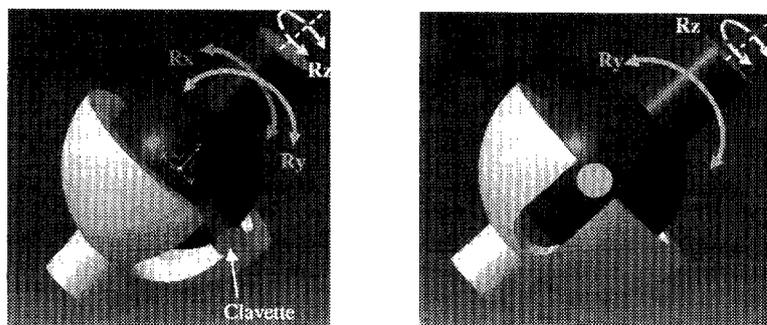


Figure 4-1: Orientation idéale sans le couplage en rotation entre RX et RY

Nous avons néanmoins examiné, dans une première étape, cette approche en l'améliorant par l'utilisation d'une rotule à facette (cette géométrie de rotule se retrouve dans la conception des têtes hexagonales utilisées sur certaines clefs à six pans creux). Nous avons donc expérimenté l'utilisation de deux rotules décagonales possédant l'avantage de bloquer les rotations suivant Z grâce à leurs dix facettes tout en permettant une articulation suivant 2 DDL grâce aux arêtes (Cf. Figure 4-2).

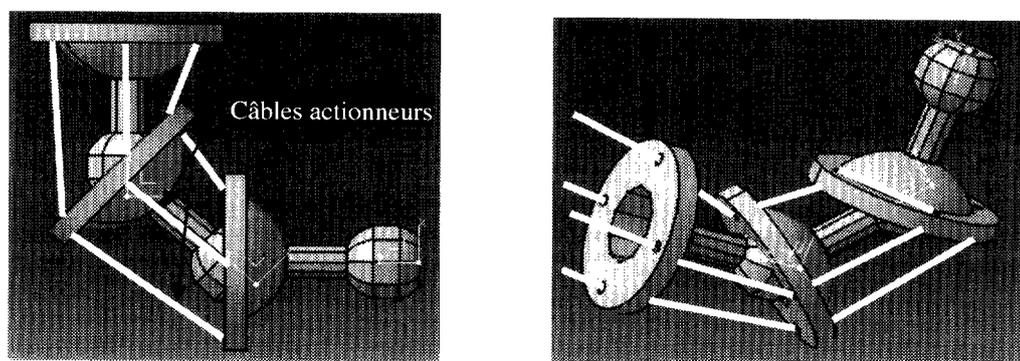


Figure 4-2: Articulation avec une rotule décagonale à facettes

L'ensemble du système peut être orienté au moyen de quatre fils mécaniques attachés au niveau du plateau terminal. Même si cette articulation offre une bonne mobilité (chaque rotule permet une rotation de $\pm 45^\circ$), elle présente les défauts suivants :

- Les facettes de la rotule ne peuvent pas orienter l'outil dans toutes les directions avec la même amplitude : Présence de points durs tous les 36° ,
- Cette articulation peut fonctionner correctement si et seulement si, il existe au niveau de la rotule décagonale un jeu assez important qui induit un manque de précision.
- L'encombrement de la rotule est important, ce qui empêche de réaliser un système inférieur à 15mm de long.
- L'usinage de la rotule décagonale est difficile (découpe au fil ou électroérosion) (Kremer D., 2000).

- Il y a une interdépendance excessive entre la force de traction sur des fils mécaniques et la rigidité latérale/transversale du système
- Il apparaît une friction importante sur le point de contact des rotules (Proportionnelle à la force de traction sur les fils) : blocage du système dans certaines positions.

Plusieurs tests expérimentaux réalisés sur des structures hexagonales, montrent la nécessité d'une amélioration importante du système. En effet, la suppression des points durs, inconvénient majeur de l'articulation, n'est envisageable qu'au travers d'un compromis entre la rigidité axiale et la mobilité effective de l'articulation. Une idée originale consiste à décomposer la géométrie de la rotule décagonale en deux ensembles : une sphère et dix arêtes cylindriques (Cf. Figure 4-3-A). A l'image des facettes de la rotule décagonale, la configuration cinématique des couples d'arêtes bloque de façon axiale les degrés de liberté de la rotule centrale. L'ensemble cinématique de la figure 4-3-B apparaît, à première vue comme une structure bloquée sans aucun degré de liberté. En réalité, les tiges vertes qui représentent un couple d'arêtes, doivent être dimensionnées afin de permettre une certaine flexibilité. C'est grâce à cette flexibilité que la rotule peut s'orienter dans toutes les directions : lors d'une rotation suivant l'axe X ou Y, les tiges vertes coulissent au travers des liaisons pivot glissantes en s'incurvant suivant un certain rayon de courbure (Cf. Figure 4-3-C).

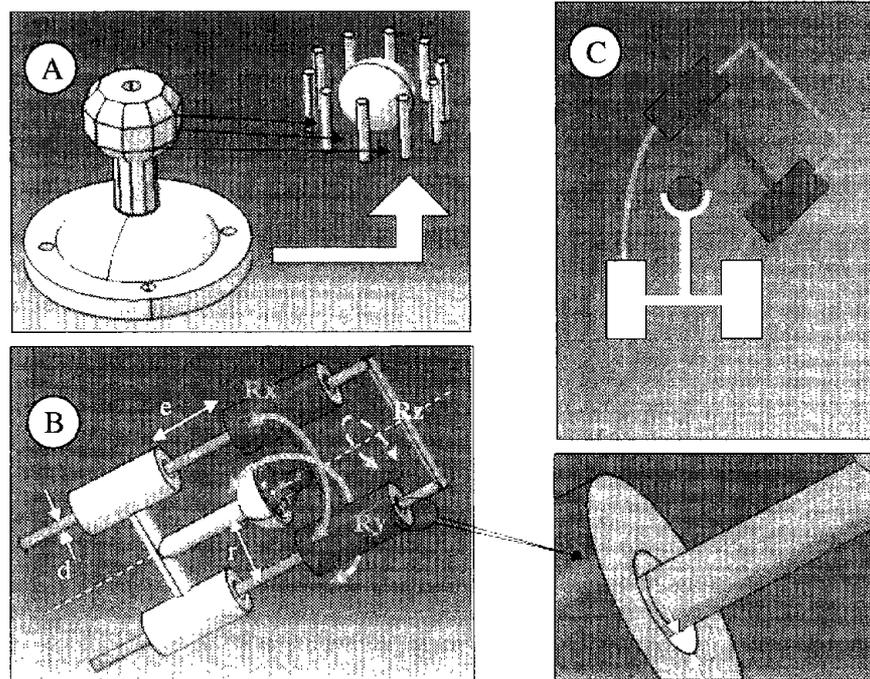


Figure 4-3: Décomposition de la rotule décagonale en une sphère entourée de tiges semi-rigides.

En contrepartie, l'élasticité des tiges vertes implique une possibilité de torsion axiale, suivant l'axe Z : on définira cette torsion par la constante de raideur K_{rt_a} (raideur de torsion axiale en N.mm/° pour deux plateaux). En plus de cette élasticité en torsion, il faut considérer l'existence d'une élasticité transversale induite par les tiges qui composent l'articulation et les câbles de commande qui leur sont associés. **On définira cette possibilité de torsion transversale par une constante de raideur K_{rt_t} (raideur de torsion transversale en Nmm/°).**

Les constantes K_{rt_a} et K_{rt_t} définissent les caractéristiques mécaniques de l'articulation polyarticulée et leurs valeurs dépendent de ces principaux paramètres :

- e : la distance entre les deux liaisons pivot glissantes,
- r : position des tiges par rapport au centre de la rotule,
- d : diamètre des tiges,
- j : le jeu entre la tige et trou de la liaison glissant,
- E : module d'élasticité du matériau de la tige,
- N : le nombre de tiges de blocage et d'actionnement.

Lorsque un couple de torsion est appliqué suivant R_z , les tiges vertes s'orientent transversalement jusqu'à une position de blocage (le jeu j tend vers zéro). Dans cette position, la friction entre les tiges et les parois des liaisons pivot devient très importante. Les paramètres précédents définissent alors la raideur en torsion de l'articulation. Il est essentiel que cette raideur soit importante. Mais il faut trouver un compromis afin que l'articulation supporte des couples élevés sans impliquer des efforts considérables dans la commande en orientation de l'outil. A partir d'une première conception technologique, permettant d'apprécier le choix des techniques de réalisation et le comportement de l'articulation, nous avons travaillé à la mise en place d'un modèle d'optimisation. Ce modèle a pour objectif de donner comme variable de sortie, le dimensionnement des paramètres mécaniques de l'articulation en fonction des valeurs de raideur K_{rt_a} et K_{rt_t} souhaitées en entrées. Nous choisirons évidemment, comme variable d'entrée prioritaire, une valeur de raideur K_{rt_t} proche de 12Nmm/°. En fonction des résultats obtenus, nous en déduirons le comportement de la raideur axiale K_{rt_a} .

4.2 Conceptions et Réalisations technologiques

4.2.1 Choix de conception

A partir du modèle cinématique précédent nous avons choisi de construire l'articulation par un empilement de plusieurs plateaux afin d'avoir une orientation maximale proche des 90°. Les plateaux sont percés d'une multitude de trous qui permettent le passage de fils entre les différents niveaux. Ces fils en métal rigidifieront la structure et permettront de commander son orientation. Entre les plateaux une perle est positionnée afin de réaliser la liaison rotule définie dans le paragraphe 4.1. Notre approche technologique reste positionnée sur l'utilisation d'un usinage au jet d'eau. Nous fixons aussi notre choix sur l'utilisation de matériaux plastiques (Exp. : DELRIN) pour la réalisation des plateaux et des billes. Ce choix permettra de limiter les frictions avec les fils en métal, évitant ainsi les risques de blocage du système.

4.2.2 Adaptation du cahier des charges

A partir de nos choix de conception, l'objectif final est de réaliser une articulation polyarticulée répondant aux spécifications du cahier des charges (complément à l'Annexe I):

- orientation suivant 2DDL de +/-90°,
- aucun point dur ou zone morte,
- résistant à des forces axiales de 10N,
- résistance à des couples transversaux de 100Nmm,
(Bras de levier de 5N en bout de pince à 20mm de l'articulation)
- résistance à des couples axiaux de 20Nmm,
(Bras de levier de 5N formé par le tiraillement d'un tissu de 3mm d'épaisseur à 4mm de l'axe central de l'articulation),
- précision de 0,1° dans toutes les directions,
- compacité de 10mm en longueur (outil terminal non compris) et inférieur à 8mm en diamètre,
- orientable au moyen d'au moins 3 fils de commande,
- actionner l'ouverture/fermeture de l'outil par 1DDL.

Il est important de souligner que ces spécifications sont très ambitieuses. En effet une précision de l'ordre de $0,1^\circ$ implique une raideur axiale de $200\text{Nmm}/^\circ$ et une raideur transversale de $1000\text{Nmm}/^\circ$. Afin de reconsidérer le niveau de ces valeurs, l'étude de conception s'est basée sur celle de la raideur transversale d'un outil articulé du robot Da Vinci®. La mesure expérimentale de cette raideur transversale donne une plage de valeur entre $10\text{Nmm}/^\circ$ et $12\text{Nmm}/^\circ$. Dans le cas du robot Da Vinci®, l'articulation terminale étant constituée de liaisons pivot, cette raideur est liée aux qualités mécaniques des câbles de commande. Nos caractéristiques de raideur, issues du cahier des charges, sont donc extrêmes et relèvent plus d'un souhait futur, dont l'objectif est d'automatiser certains gestes opératoires. Dans le cas d'une téléopération classique et non automatisée, le chirurgien fait partie intégrante de la boucle de commande et corrige naturellement, dans son geste, au travers de l'image vidéo qu'il perçoit, les défauts d'élasticité de l'instrumentation terminale. Cette correction quasi automatique est difficile à réaliser par une boucle d'asservissement classique utilisant une commande par des fils fins ou des câbles longs. Seule une évaluation en temps réel de l'élasticité de ces fils et de l'outil terminal, au moyen d'un capteur d'effort par exemple, pourrait permettre d'obtenir la précision ultime de $0,1^\circ$. **Avant d'atteindre cette spécification très contraignante, nous allons proposer la conception d'une articulation offrant les mêmes qualités que celle du robot Da Vinci avec une raideur proche des $12\text{Nmm}/^\circ$ dans toutes les directions.**

4.2.3 Réalisation technologique

Si dans un premier temps, le principe de fonctionnement de l'articulation semble relativement simple, les nombreux paramètres qui la caractérisent rendent difficile sa mise au point. Nous avons choisi de réaliser dans une étape initiale, un prototype pour identifier les points critiques de cette nouvelle articulation. La principale difficulté de la réalisation réside dans l'accumulation d'évidements qui fragilisent la structure, mais qui sont en même temps nécessaires pour le passage des fils de rigidification, de commande et d'apport d'énergie électrique. Il faut donc faire un compromis entre l'espace alloué aux fils et le volume de matière restante. Les plateaux sont des pièces de faibles dimensions : 2mm d'épaisseur et 6mm de diamètre. Elles sont réalisées par une découpe au jet d'eau sous la forme de pièces détachables fixées par une petite excroissance (Cf. Figure 4-4-A).

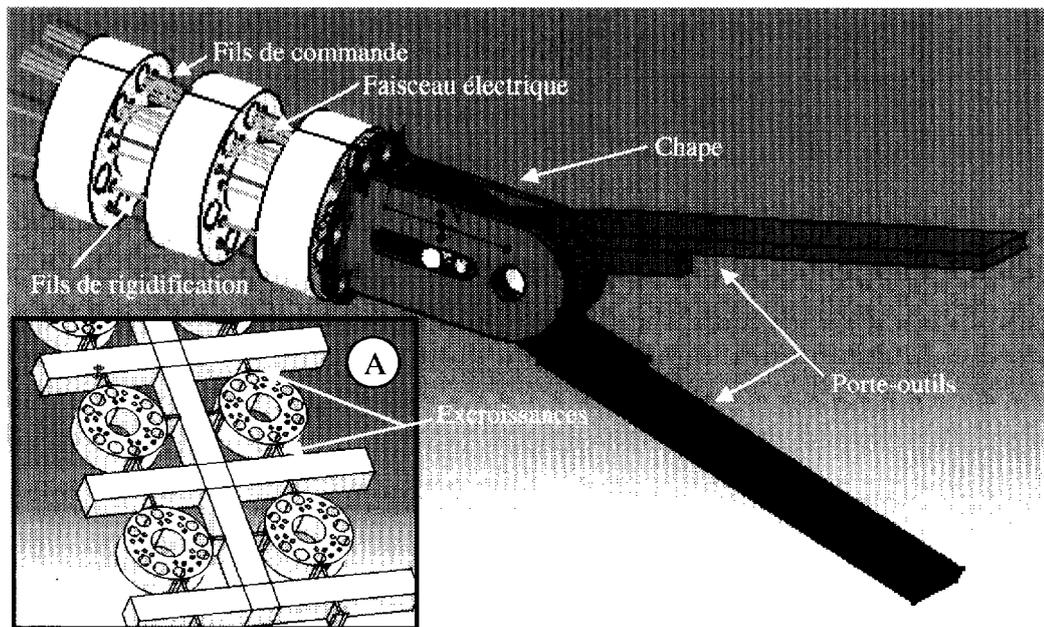


Figure 4-4: CAO de l'articulation avec sa chape équipée de porte-outils. L'articulation est réalisée par des éléments découpés au jet d'eau (A), les fils verts servent à la rigidification, les rouges à la commande et les jaunes à l'apport d'énergie

Les fils de commande et de rigidification sont des cordes à piano en acier d'un diamètre de 0,3mm (limite de l'usinage au jet d'eau). Le diamètre de cette articulation a été choisi à 6mm afin d'y fixer un outil terminal de chirurgie de 5mm de diamètre. Une première articulation complète a été réalisée par l'empilement de trois plateaux (supérieur, intermédiaire, inférieur) qui s'orientent au moyen de deux sphères percées (3mm de diamètre) et de tiges métalliques souples (Cf. Figure 4-4). L'outil terminal, qui peut utiliser des techniques de pliage, est porté par une chape et son ouverture et sa fermeture sont réalisées par un fil mécanique qui passe au travers des sphères d'articulation percées et disposées entre chaque plateau. La figure 4-5 montre le montage final équipé d'un outil de chirurgie conventionnel de la marque Karl Storz®. L'articulation est commandée par quatre fils fixés grâce à une boucle aller-retour au niveau de la chape. Ces fils sont placés tous les 90°, à 2,5mm du centre afin d'appliquer un couple maximal sur l'articulation lors de son actionnement. Les tiges de rigidification, au nombre de six et fixées sur le plateau supérieur, sont libres en translation et réalisent un clavetage semi-rigide en torsion entre les plateaux. Lorsque l'articulation est orientée, ces tiges se courbent et se tradent d'elles même afin de se positionner dans leur meilleur configuration. Elles sont disposées autour des sphères de liaison, tous les 60°, à 2mm du centre de l'articulation, et parcourent l'outil de bas en haut deux par deux. Leur blocage est

alors réalisé par une boucle aller-retour située au niveau du plateau supérieur. Les trous formés dans les plateaux sont dimensionnés à moins de 0,3mm afin de limiter le jeu avec les fils de rigidification et d'actionnement. L'épaisseur des plateaux et leur interdistance étant égales à 2mm, l'angulation maximale est limitée à une valeur supérieure de 80°.

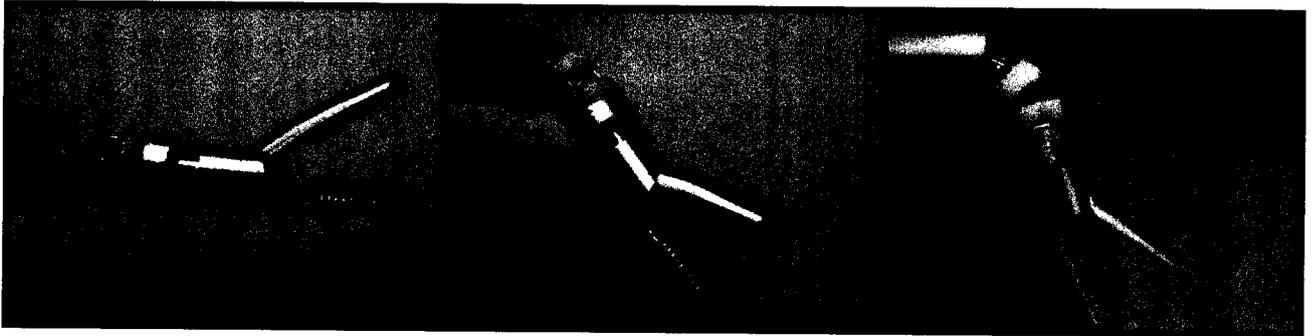


Figure 4-5 : Articulation polyarticulée complète montée avec un outil conventionnel de chirurgie. Quatre fils de commande sur le périmètre extérieur ($R_c=2,5\text{mm}$) et six fils de rigidification sur le périmètre intérieur ($R_r=2\text{mm}$).

Il faut noter que l'utilisation de ces fils rigides présente l'avantage de simplifier les procédures de montage. En effet, contrairement à l'utilisation de câbles souples textiles, la raideur des fils rigides permet de les enfiler facilement au travers des trous de 0.3mm réalisés dans les plateaux. La procédure de montage s'effectue de façon ordonnée par une découpe, un pliage et un enfillement des fils au travers des plateaux et des rotules empilés. Afin de pouvoir commander l'articulation au moyen de servo-moteurs et de poulies, les fils métalliques d'actionnement sont prolongés par un câble de commande textile de 0,5mm en Topline® (100% Dyneema) (COU-WEB). La longueur finale de l'articulation est égale à 8mm et l'ajout de l'outil terminal ramène cette longueur à moins de 25mm de long. Ces dimensions, en accord avec les spécifications, montrent la très bonne compacité de cette articulation vis-à-vis des exemples illustrés dans le chapitre II-§1.2.2. Afin de valider le fonctionnement global et de mettre en évidence ses défauts, nous avons monté l'articulation sur la plate-forme de test de l'outil réalisé précédemment par pliage. Les lois de commande de l'articulation ont été définies à partir des résultats du paragraphe suivant.

4.3 Lois de commande de l'articulation polyarticulée.

Les lois de commande d'un dispositif « corps de serpent » peuvent s'avérer difficiles à définir. Dans le cas proposé précédemment, l'actionnement se fait par une connexion des fils de commande au niveau du dernier plateau. Le plateau intermédiaire est laissé libre, et n'est

donc pas commandé directement. Son orientation est soumise à la déformation du câble entre le plateau inférieur et supérieur. Afin d'avoir un premier modèle de la commande, nous prendrons comme hypothèse que le plateau intermédiaire se positionne par rapport au plateau inférieur comme le plateau supérieur par rapport à l'intermédiaire. Cette hypothèse se traduit par une angulation identique des deux plateaux lorsque les fils d'actionnement changent de position.

Afin de disposer d'un modèle prédictif, nous avons défini les lois de commande par un programme Matlab®. Le programme prend comme variable d'entrée la distance « r » des fils par rapport au centre du plateau, leur nombre et l'angulation que l'on souhaite appliquer à l'articulation (Cf. Figure 4-6). Il donne donc, quelle que soit le nombre d'actionneurs, le calcul du déplacement qu'il faut appliquer sur les fils pour déformer l'articulation. A partir de l'hypothèse précédente, on effectue dans un premier temps le calcul de l'orientation du plateau intermédiaire. Le centre de rotation du plateau intermédiaire, représentant l'origine du repère R1 du système, est le centre de la première sphère. A partir de ce repère, on va calculer le déplacement des points P2(i) par rapport aux points P1(i) en fonction de l'angle de rotation appliqué (i variant de 0 à Nc, Nc étant le nombre de fils de commande). On en déduira les changements apportés aux vecteurs V1(i) de chaque point P2(i), dont la valeur absolue permet de trouver la variation de course du fil de commande pour les deux plateaux.

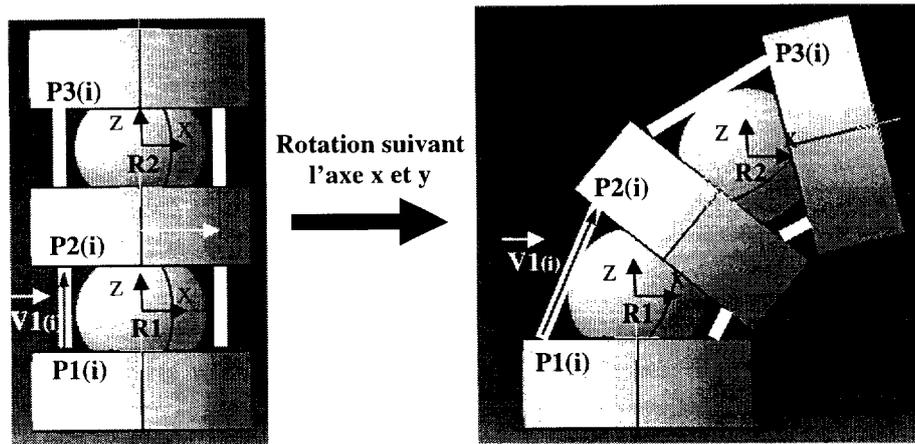


Figure 4-6 : Déplacement des points P2(i) et variation du vecteur V1(i) lorsque l'on applique une rotation sur l'articulation terminale

La matrice de passage du plateau est définie de façon classique dans le repère R1 par la Matrice 1.

$$M1 = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta) & \sin(\alpha) \cos(\theta) - \cos(\alpha) \sin(\beta) \sin(\theta) & \sin(\alpha) \sin(\theta) + \cos(\alpha) \sin(\beta) \cos(\theta) & 0 \\ -\sin(\alpha) \cos(\beta) & \cos(\alpha) \cos(\theta) + \sin(\alpha) \sin(\beta) \sin(\theta) & \cos(\alpha) \sin(\theta) - \sin(\alpha) \sin(\beta) \cos(\theta) & 0 \\ -\sin(\beta) & -\cos(\alpha) \sin(\theta) & \cos(\beta) \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matrice M1 de passage suivant les axes X, Y, Z

où θ , β et α correspondent respectivement à l'angle de rotation du plateau par rapport au axes X, Y, Z dans le repère R1.

La position initiale des fils d'actionnement au niveau du plateau inférieur est donnée par la P1(i) dans le repère R1. La position initiale des fils d'actionnement au niveau du plateau intermédiaire est donnée par la P2(i) dans le repère R1.

$$P1(i_{1 \rightarrow Nc}) = \begin{bmatrix} Rc \cdot \cos\left(\frac{(2i-1)\pi}{Nc}\right) \\ Rc \cdot \sin\left(\frac{(2i-1)\pi}{Nc}\right) \\ -e/2 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Matrice P1 plateau inférieur

$$P2(i_{1 \rightarrow Nc}) = \begin{bmatrix} Rc \cdot \cos\left(\frac{(2i-1)\pi}{Nc}\right) \\ Rc \cdot \sin\left(\frac{(2i-1)\pi}{Nc}\right) \\ e/2 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Matrice P2 plateau intermédiaire

où Nc est le nombre de câble répartis de façon homogène pour actionner le plateau intermédiaire, Rc est la distance entre le point de passage du fil et le centre du plateau, e est la distance entre le plateau inférieur et l'intermédiaire en position droite, i est le numéro d'indentification du câble actionnant le plateau (sa valeur évolue de 1 à Nc).

Les fils de commande étant sous une forte tension, on considère que leur chemin est un segment reliant directement les points de passage du niveau inférieur et du niveau intermédiaire. La longueur du segment, de chacun des fils, est égale à la norme du vecteur $\overrightarrow{W1}$, définie par soustraction des composante de $M1.P2(i)$ avec les composante de $P1(i)$. En fonction de cette longueur, la variation du déplacement de chacun des fils au niveau du plateau intermédiaire, est définie par l'équation 4.1.

$$\text{Si on pose : } W1(i_{1 \rightarrow Nc}) = \begin{bmatrix} \overrightarrow{W1(i_{1 \rightarrow Nc})} \\ 1 \end{bmatrix} \text{ alors}$$

$$\overrightarrow{W1(i_{1 \rightarrow Nc})} = [M1.P2(i_{1 \rightarrow Nc})] - P1(i)$$

Vecteur W1 définissant la distance entre les points de passage des fils

$$Dep_C_{int}(i_{1 \rightarrow Nc}) = e - \|\overrightarrow{W1(i)}\| \quad (4.1)$$

Dans l'équation 4.1, si la valeur $Dep_C_{int}(i)$ est supérieure à zéro, il faut raccourcir le fil de commande de cette même valeur, dans le cas contraire, il faut le rallonger.

Sur la base de notre hypothèse de départ, on considère que les angles de rotation de chacun des plateaux sont identiques l'un par rapport à l'autre. Une angulation d'un angle θ de l'articulation complète se définit par une rotation de $\theta/2$ du plateau supérieur et de l'intermédiaire dans leur repère respectif R1 et R2 (R2 est le repère rattaché au centre de la seconde sphère). Les valeurs de déplacements de chacun des fils sont finalement définies au niveau du plateau supérieur par l'équation 4.2.

$$Dep_{-C_{Sup}}(i_{1 \Rightarrow N_c}) = 2(e - \|\overrightarrow{W1(i)}\|) \quad (4.2)$$

La commande de l'articulation, au moyen de quatre câbles connectés au plateau supérieur, peut s'avérer difficile lorsque les frictions sont trop importantes. Pour remédier à ce problème, on peut imaginer d'orienter l'articulation par une commande indépendante des deux plateaux. Il faut dans ce cas commander chacun des plateaux par un minimum de 3 fils. Les équations 4.1 et 4.2 régissent respectivement le déplacement des fils des plateaux inférieur et supérieur.

4.4 Essais expérimentaux

Cette première étude valide notre concept d'articulation polyarticulée. Les essais expérimentaux ont permis néanmoins de mettre en évidence plusieurs points critiques de l'articulation. Le premier est lié principalement à un problème au niveau de la commande. Comme nous l'avions pressenti dans le paragraphe précédent, le plateau supérieur et l'intermédiaire ne répondent pas de manière identique et, visuellement on observe une forte hystérésis au niveau du positionnement de l'articulation. Ce défaut important est lié en grande partie aux forces appliquées pour l'actionnement de l'articulation. Nous sommes néanmoins obligés d'appliquer des forces importantes afin de réduire au maximum l'élasticité du système. On imagine facilement que ces efforts induisent dans ce premier prototype des frictions importantes qui rendent difficile le placement du plateau intermédiaire dans une position en continuité avec le plateau supérieur. La cause de ce dysfonctionnement proviendrait d'un manque de raideur des fils de rigidification et d'actionnement. Lorsque l'articulation est courbée, les forces transversales que les fils appliquent sur le plateau intermédiaire à cause de leur courbure, ne sont pas assez importantes, dans certaines positions, pour le faire basculer. La commande peut alors se retrouver bloquée ou totalement désordonnée. Ce défaut majeur apparaît surtout lorsque l'articulation est soumise à des forces d'actionnement importantes et qu'aucune charge n'est appliquée à son extrémité.

Expérimentalement, lorsque l'on accroche une masse de 100g en terminaison de l'articulation, ou que l'on réduit les forces d'actionnement à vide, le système prend une courbure plus naturelle et plus en accord avec les lois de commande définies précédemment. On remarque ainsi que la commande en position est fonction d'un équilibre entre les forces d'actionnement et les efforts extérieurs appliqués en bout d'outil. La commande de cette articulation au moyen de quatre fils s'avère donc complexe et une mesure en temps réel des efforts, appliqués par les actionneurs, semble obligatoire pour limiter les effets de la friction et contrôler correctement le positionnement de l'outil terminal. Une seconde alternative consistera à commander l'articulation en orientant de façon indépendante chacun des plateaux. Ce type de commande présente néanmoins l'inconvénient d'utiliser un nombre minimum de six fils, qui complique la conception et l'assemblage complet de l'articulation. Le second point critique est lié aux caractéristiques mécaniques des matériaux qui constituent l'articulation. Une utilisation continue fait apparaître des faiblesses importantes sur les fils d'actionnement qui ont tendance à se sectionner de façon précoce. Afin d'avoir une durée de vie convenable, il est nécessaire d'effectuer un compromis entre la résistance des matériaux et la rigidité globale du système. L'articulation doit offrir, quelle que soit son orientation, une bonne rigidité transversale et en torsion afin de fournir un couple axial important. L'optimisation, de cette rigidité et du dimensionnement des pièces mécaniques, doit passer par une modélisation sur la tenue aux efforts et aux couples. Cette étude permettra de mieux appréhender les facteurs d'amélioration du dispositif articulé en vue d'un futur prototypage.

5 Modèle et outil pour la conception d'une articulation polyarticulée

Les premiers essais, que nous avons réalisés sur le prototype, ont permis de montrer que la position la plus critique se trouve dans l'alignement du tube. C'est dans cette position que l'articulation est le plus facilement déformable sous l'action d'une force extérieure. Cette déformation est principalement liée aux caractéristiques d'élasticité des matériaux utilisés dans les fils, aux forces de traction appliquées sur les fils, aux frictions mécaniques et aux différents paramètres de dimensionnement cités précédemment.

Le problème de simulation globale de l'articulation se heurte à plusieurs difficultés qui résultent de la traction importante appliquée sur les fils pour son orientation :

- travail aux grandes déformations et utilisation des fils dans une zone de plasticité,

et le supérieur étant structurés de façon identique, on peut s'attendre à avoir $K_{rt_a} = 0.5K_{ta}$. Ce résultat sera comparé avec celui trouvé par les éléments finis.

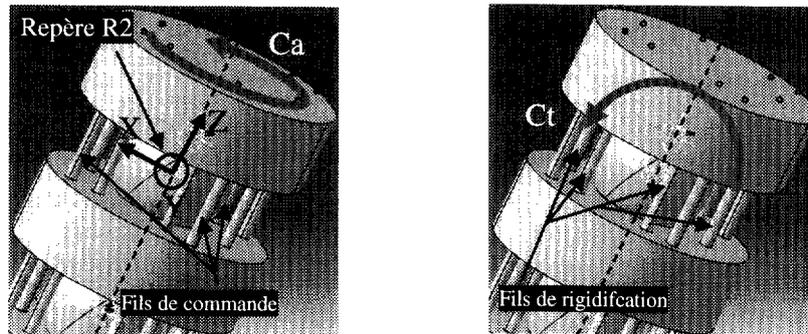


Figure 5-1: Application d'un couple axial C_a et d'un couple transversal C_t au niveau du plateau supérieur (le plateau intermédiaire est considéré comme fixe)

Nous développerons donc l'étude des valeurs des constantes K_{rt} et K_{ta} sur deux points distincts (Cf. Figure 5-1):

- L'étude statique de la raideur en torsion de l'articulation sous un couple axial C_a ,
- L'étude statique de la raideur en flexion transversale sous un couple transversal C_t .

Pour chacun de ces cas nous chercherons les constantes de raideur K_{rt} et K_{ta} en posant le problème à l'envers : nous calculerons pour quelle valeur de couple C_a et C_t l'articulation prototype, décrite précédemment, subit une faible déformation (Exp. : $0,1^\circ$ ou 1°). Ces calculs permettront de mettre en place les modèles de simulation en utilisant comme données d'entrée les paramètres suivants (les valeurs fixées sont celles du premier prototype) :

- e : espace entre les deux plateaux (fixé à 2mm),
- D_r : diamètre de la tige de rigidification (fixé à 0,3mm),
- R_r : distance entre le centre de l'articulation et les tiges de rigidification (fixé à 2mm),
- N_r : nombre de fils de rigidification (fixé à 6),
- D_c : diamètre de la tige de commande (fixé à 0,3mm),
- R_c : distance entre le centre de l'articulation et les tiges de commande (fixé à 2,5mm),
- N_c : nombre de fils de commande (fixé à 4),
- L_g , Longueur du fil de commande (fixé à 15mm, puis à 50mm)
- E_r : module de Young des tiges de rigidification (fixé à 200GPa),
- E_c : module de Young des tiges de commande (fixé à 200GPa),
- j : jeu entre les tiges et les trous des plateaux (considéré comme nul),
- R_2 : Repère de la liaison rotule du niveau supérieur.
- $\Delta\theta, \Delta\theta'$: valeur d'angulation appliquée sur l'outil ($0,1^\circ$ pour la simulation)

Les paramètres de sortie du modèle de simulation sont évidemment les constantes de raideur K_{rt} et K_{ta} , mais aussi les contraintes mécaniques Γ_t , Γ_r et Γ_a que subit l'articulation en fonction de son orientation : ces valeurs de contraintes permettent d'évaluer si les matériaux utilisés dans l'articulation sont mécaniquement assez résistants.

5.1 Application d'un couple transversal

5.1.1 Modélisation analytique

Le modèle que nous proposons ici utilise les travaux du chapitre III-§4.3 sur la modélisation de la commande en position. Notre idée est de reprendre le problème à l'envers en orientant le plateau suivant une angulation donnée $\Delta\theta$. On considère que les fils subissent des flexions et on recherche les déformations qu'ils doivent subir pour arriver dans leur nouvelle position. Cette méthode permettra d'évaluer la force et le couple qu'induit l'élasticité naturelle de chacun des fils mécaniques afin de revenir à leur position initiale. La somme de ces forces et couples peut être assimilée au couple de basculement ($-C_t$) qu'il faut appliquer pour orienter le plateau supérieur d'un angle $\Delta\theta$.

Lors des essais expérimentaux, nous avons remarqué que le plateau intermédiaire ne commence à suivre correctement la commande que pour des déformations importantes, qui correspondent à un modèle non linéaire très difficile à définir. Cette étude étant trop complexe, le modèle que nous proposons ici, travaille donc aux petites déformations et n'est valide que pour l'orientation d'un seul plateau de l'articulation.

Pour obtenir la valeur de la constante de raideur K_{rt} , nous décomposerons l'analyse en cherchant successivement les constantes de raideur K_{tfafr} , K_{tfa} et K_{tca} .

La valeur du couple C_t , décomposé en force de traction au niveau des fils d'actionnement, donne la différence d'effort minimale que la motorisation doit fournir pour orienter l'articulation d'un angle $\Delta\theta$. Dans cette analyse nous prendrons aussi en compte la raideur statique au repos de l'articulation (K_{tfa} et K_{tca}). Son calcul prend comme hypothèse que la motorisation est d'une raideur infinie (sans jeu et bloquée en position) et que seul l'élasticité longitudinale des fils et des câbles de commande permet la déformation de l'articulation.

Lorsque le plateau tourne transversalement d'un angle $\Delta\theta$, les fils de commande et de rigidification s'inclinent du même angle et leur longueur peut augmenter ou diminuer en

fonction de la direction de l'orientation. Chacun des fils prend la longueur L' et subit un décalage f' que l'on assimile à la flèche (cette flèche se trouve par exemple sur l'axe x dans le cas d'une rotation suivant l'axe y). La modélisation de la déformation du fil en flexion s'effectue par une matrice de rigidité et est proportionnelle à $N1$. Le changement de longueur se traduit par une matrice de rigidité définie par $N1$. En utilisant ces trois paramètres dans l'équation 5.1, on peut trouver les forces de retour F' et les couples d'encastrement M' de chacun des fils. L'équation 5.2 représente le moment d'inertie du fil en fonction de son rayon.

$$N1 = \begin{bmatrix} \frac{1}{L'^3} & \frac{1}{2L'^2} \\ \frac{1}{2L'^2} & \frac{1}{3L'} \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} F' \\ M' \end{bmatrix} = 12.E.Igy.[N1] \begin{bmatrix} f' \\ \Delta\theta \end{bmatrix} \quad Igy = \frac{\pi.R^4}{4}$$

Matrice N1 (5.1) (5.2)

où, E est le module de Young du matériau, R le rayon des fils ($R=Dr/2$ ou $R=Dc/2$).

En ramenant chacune de ces forces et couples au repère $R2$, centre de la sphère du plateau supérieur, on obtient respectivement avec l'équation 5.3 et 5.4, le couple transversal de redressement Ct et les contraintes à l'encastrement au niveau du plateau supérieur. Finalement, l'équation 5.5 donne la raideur transversale $Kt_{fa|fr}$ apportée par l'ensemble des fils.

$$Ct = \sum_{i=1}^{Nc+Nr} (F'(i).Dist_{F'/R2} + M'(i)) \quad \Gamma t(i) = -\frac{F'(i) * L' * Dr + M'(i) * Dr}{2 * Igy} \quad Kt_{fa|fr} = \frac{Ct}{\Delta\theta}$$

(5.3) (5.4) (5.5)

où, Nc et Nr sont respectivement le nombre de fils d'actionnement et de rigidification, i est le numéro d'indentification du câble agissant sur le plateau (sa valeur évolue de 1 à $Nc+Nr$), $Dist_{F'/R2}$ est la distance sur l'axe Z entre le centre du repère $R2$ et le point d'application de la force $F'(i)$.

On définit maintenant la raideur transversale Kal_{fa} de l'articulation, qui correspond à une position droite de l'outil maintenue statique par un couple de fil de commande encasté à son extrémité (équation 5.6). L'équation 5.7 donne la différence d'efforts de traction Fz , suivant la

direction axiale, qu'il faut appliquer sur le couple de fils précontraint en tension pour les déformer (relâchement d'un fil et élongation de l'autre) et donner ainsi une angulation $\Delta\theta'$ à l'articulation. Comme précédemment, en ramenant chacune de ces forces au repère R2, on obtient avec l'équation 5.8 le couple transversal Ct' . Les contraintes d'encastrement des fils sont définies par l'équation 5.9.

$$Kal_{fa} = \frac{Ct'}{\Delta\theta'} \quad (5.6)$$

$$Fz(k_{1 \rightarrow Nf}) = \frac{(L'(k) - L)}{Lg(k)} \cdot S \cdot E \quad (5.7)$$

$$Ct' = \sum_{k=1}^{Nf} (Fz(k) \cdot Dist_{Fz(k)/R2}) \quad (5.8)$$

$$\Gamma t'(k) = \frac{F'(k)}{S} \quad (5.9)$$

où, Lg est la longueur totale du fil depuis le plateau jusqu'à la commande et S est la section du fil. $Dist_{Fz/R2}$ est la distance entre la force Fz et le repère R2 dans le plan du couple Ct' .

Une première application numérique de ce modèle, à partir des dimensions et des matériaux du premier prototype, permet d'apprécier la raideur transversale du plateau supérieur lorsqu'il est orienté de 1° . On évalue $Ktra|fr$ comme étant égale à **6,94Nmm/°** et la contrainte Γt évoluant entre **257N/mm²** et **270N/mm²** en fonction de la position du fil. Ce couple correspond à l'application d'une **force minimale de 2,77N** sur au moins un des fils actionneurs pour orienter l'articulation de 1° .

Les fils d'actionnement sont d'une longueur minimale **$Lg = 15mm$** , l'équation 5.6 donne une raideur **Kal_{fa} de 102,5Nmm/°** avec des contraintes, dans chaque fil, **$\Gamma t = 41N/mm^2$** pour une orientation forcée de $0,1^\circ$. A cause d'une difficulté d'accrochage, nous avons rallongé ces fils à **$Lg = 50mm$** , d'où un nouveau **$Kal_{fa} = 30,85Nmm/°$** .

Au delà de cette longueur Lg des fils en acier, nous utilisons pour la commande des fils Topline® (100% Dyneema®) de 0,5mm de diamètre. Le constructeur affiche comme caractéristique une charge maximum admissible $F_{max(Topline)} = 225N$ et lors d'un essai expérimental nous avons apprécié un allongement de 0.064% avec le câble tendu sur 300mm de long. En utilisant pour l'actionnement une longueur de fil égale à 400mm, on estime la raideur de la commande **$Kal_{ca} = 7,6Nmm/°$** . Dans ce cas, la raideur de commande est **$Kc = 6,1Nmm/°$** ($1/Kc = 1/Kal_{ca} + 1/Kal_{fa}$). Finalement on peut évaluer la raideur torsion transversale du plateau et de sa commande par **$Krt = 13Nmm/°$** ($Krt = Kc + Ktra|fr$). On

remarque que cette valeur de raideur en commande est largement comparable à celle de l'outil du robot Da Vinci.

5.1.2 Modélisation numérique

Dans l'assemblage défini avec le logiciel Catia®, nous avons imposé plusieurs contraintes au système afin qu'il réagisse comme une articulation réelle. En utilisant des contraintes de coïncidence, nous avons forcé le passage des fils au travers des trous du plateau intermédiaire et inférieur. Tout les fils sont considérés en encastrement avec le plateau supérieur. Le centre de rotation des plateaux est obligatoirement placé au centre de la sphère sur laquelle il repose.

Dans le module de calcul RDM, nous avons défini des connexions glissières sur chacune des contraintes de coïncidence des fils d'actionnement et de commande. Les liaisons rotules sont modélisées à partir de pièces virtuelles souples définies sur les plateaux et avec comme point d'accrochage le centre de la sphère sur laquelle il repose.

La méthode de maillage est positionnée sur l'option parabolique avec des contraintes de taille minimum de 0,1mm au niveau des fils. Dans une première analyse, illustrée par la figure 5-2, nous avons bloqué le plateau intermédiaire et inférieur tout en appliquant, sur le plateau supérieur, un couple de torsion transversale C_t . Comme dans le cas analytique, le déplacement transversal du plateau intermédiaire est non modélisable car il apparaît dans une zone non-linéaire du modèle et ne s'effectue que pour de grandes déformations des fils. De plus Catia® ne modifie pas, durant le calcul, le maillage en fonction des collisions. Seul les éléments déjà en collisions ou en contact glissant au départ du calcul, sont donc pris en compte dans le calcul des déformations. Le modèle translate seulement la partie des fils qui était déjà en position de contact au début de la simulation et il ne guide pas l'autre partie qui est soumise aux déformations. Dans ce cas, la longueur des fils ne change pas et leur introduction à l'intérieur des trous des plateaux n'est pas respectée. A partir d'un couple de 10Nmm, cette simulation donne comme résultat une rotation du plateau supérieur $\Delta\theta=1,14^\circ$ avec des contraintes Γ qui atteignent 345N/mm^2 . La valeur de la raideur transversale $K_{t_{fa|fr}}$ est alors égale à $8,7\text{Nmm}/^\circ$, ce qui correspond à un déséquilibre de force de $2,82\text{N}$ sur un seul fil d'actionnement (Cf Figure 5-2).

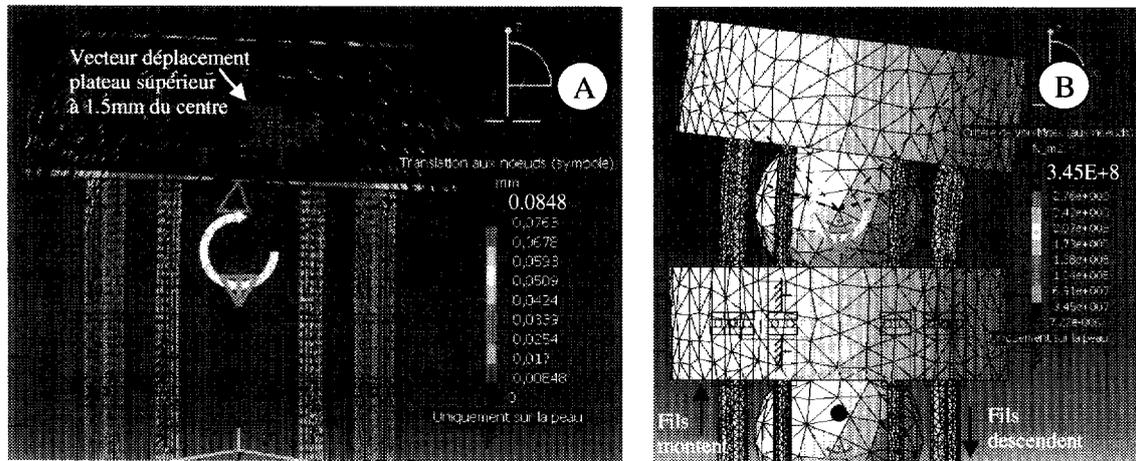


Figure 5-2: Résultat du calcul pour un couple transversal de 10Nmm appliqué au plateau supérieur. Vecteurs déplacements en (A) et valeur des contraintes et déformations en (B).

En bloquant deux fils actionneurs et en appliquant un couple de 100Nmm, une seconde simulation a permis de montrer une orientation $\Delta\theta'=0,96^\circ$ du plateau supérieur avec des contraintes à l'encastrement de 350N/mm^2 . Ce calcul évalue la constante de raideur de $K_{\text{al}}\alpha$ à $104,16\text{Nmm}/^\circ$ pour une longueur $L_g=15\text{mm}$. Nous verrons au travers de la discussion que ces résultats sont très comparables à ceux du calcul analytique.

5.2 Application d'un couple axial

5.2.1 Modélisation analytique

Comme précédemment, le modèle que nous proposons décompose l'effort de couple axial sur chaque tige d'actionnement et de rigidification. Les efforts de traction, induisant la friction, sont ignorés et on modélise alors le système suivant un ensemble de petites poutres soumises à une flexion pure. L'application de l'effort étant homogène suivant la direction du tube et la liaison rotule étant considérée comme parfaite, on considère que la partie extrême de la tige ne se déplace pas suivant sa longueur (Cf. Figure 5-3). Chaque tige est une poutre encastree et son extrémité peut se translater seulement suivant l'axe X lorsqu'elle est soumise à un effort.

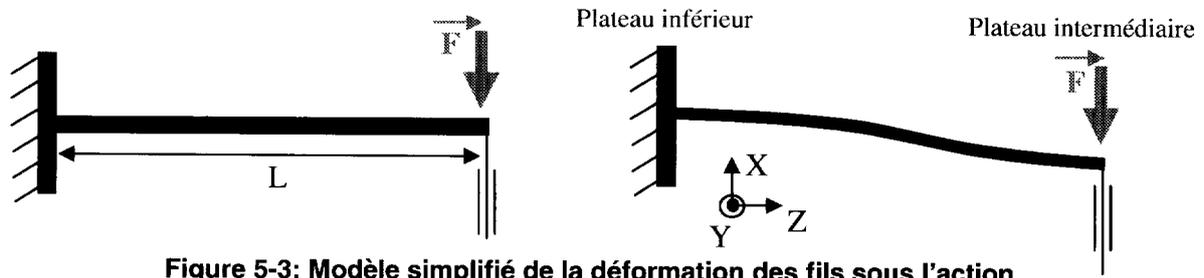


Figure 5-3: Modèle simplifié de la déformation des fils sous l'action d'un couple axial au niveau du plateau supérieur

Dans ce cas d'étude, la distance entre les deux plateaux restant constante, l'angle des fils par rapport au plateau supérieur sera nul. L'équation 5.1 se résume alors, dans ce cas d'étude, par l'équation 5.10. Lorsque le plateau subit une rotation $\Delta\theta$, les flèches et les forces de déformation des fils sont considérées comme tangentielle au plateau. La valeur du couple axial Ca , engendré par l'ensemble des fils, est exprimée par l'équation 5.11.

$$F = \frac{12.E.Jgy.f}{L^3} \quad (5.10)$$

$$Ca = \sum_{i=1}^{Nc+Nr} (F(i).Dist_{F/R2}) \quad (5.11)$$

f est la flèche provoquée par une rotation $\Delta\theta$ du plateau et L la distance entre chaque plateau, $Dist_{F/R2}$ est la distance entre le centre du repère $R2$ et le point d'application de la force $F(i)$ dans le plan du couple Ca .

La valeur de Ca permet de donner la raideur axiale Kt_a du système au moyen de l'équation 5.12. Les contraintes mécaniques Γ_a dans chaque fil sont exprimées dans l'équation 5.13.

$$Kt_a = \frac{Ca}{\Delta\theta} \quad (5.12)$$

$$\Gamma_a(i) = \frac{F(i).L}{2.Igz}.R \quad (5.13)$$

A partir de ces équations il est possible de calculer la rigidité du prototype. L'application numérique de l'équation 5.12 donne comme résultat une raideur $Kt_a=102,05Nmm/^\circ$. Cette raideur correspond à un angulation axiale $\Delta\theta =0.196^\circ$ pour l'application d'un couple maximum de 20Nmm. Dans ce cas, le calcul de l'équation 5.13 donne des valeurs de contraintes évoluant entre $308N/mm^2$ et $384N/mm^2$. Si on suppose des raideurs équivalentes pour les deux plateaux, on peut imaginer une valeur de raideur totale de l'articulation $Krta=0.5Kt_a=51Nmm/^\circ$.

5.2.2 Modélisation numérique

Nous avons procédé dans cette modélisation suivant la même démarche que celle décrite dans le paragraphe précédent. Dans une première analyse, illustrée par la figure 5-4, nous avons bloqué le plateau intermédiaire et inférieur tout en appliquant, sur le plateau supérieur, un couple de torsion axiale C_a de 20Nmm.

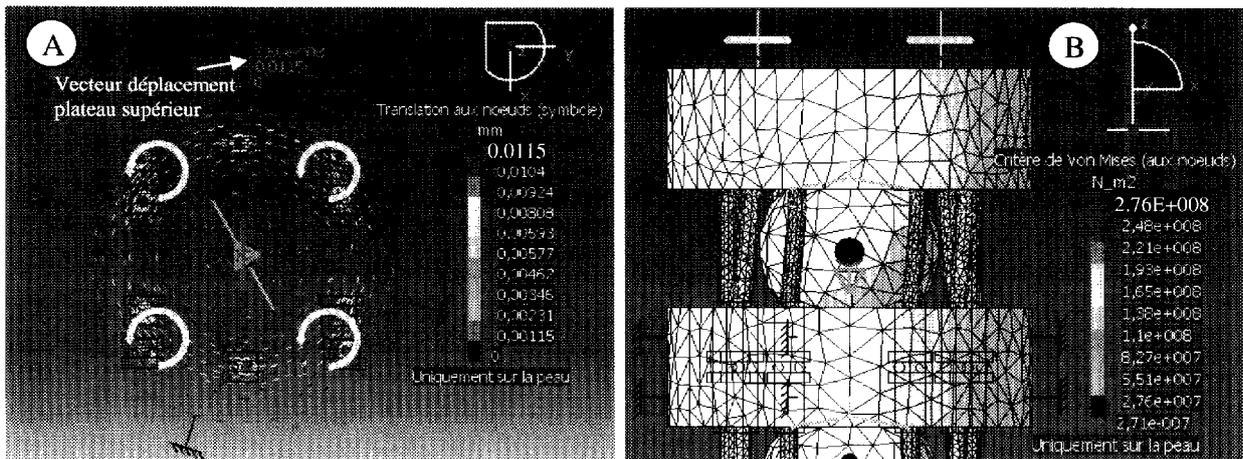


Figure 5-4 : Résultat du calcul pour un couple axial de 20Nmm appliqué au plateau supérieur. Vecteurs déplacements en (A) et valeur des contraintes et déformations en (B).

Les résultats obtenus permettent d'évaluer l'angulation subie par le plateau supérieur sous l'effet du couple axial, et les contraintes mécaniques au niveau des fils. Le module d'animation conforte la justesse des résultats dynamiques en montrant un mouvement des fils visuellement très proche de la version prototype. Le vecteur de déplacement maximal correspond à un élément appartenant au périmètre extérieur du plateau.

On obtient, à partir des résultats de la simulation de Catia®, une variation angulaire $\Delta\theta=0,22^\circ$. La raideur K_{ta} trouvé est donc égale à **91,06Nmm/°**. La modélisation permet aussi de montrer que les contraintes maximales atteignent une valeur de **276N/mm²**.

Dans une seconde étape, nous avons fixé seulement le plateau inférieur afin d'évaluer de quelle façon le modèle Catia® se comporte avec un plateau intermédiaire libre. Le mouvement visuel de la déformation est plus proche de la réalité que dans le cas de la torsion transversale. Les fils ne subissent pas de translation et se vrillent légèrement au travers du plateau inférieur et intermédiaire. Le plateau intermédiaire est toujours en contact avec les fils. Il subit le couple transmis par ces fils et tourne lui aussi par rapport au plateau inférieur qui est resté fixe. Cette simulation permet d'obtenir la raideur en torsion réelle K_{rta} de

l'articulation complète avec ses deux niveaux de rotule. On obtient les résultats illustrés par la figure 5-5.

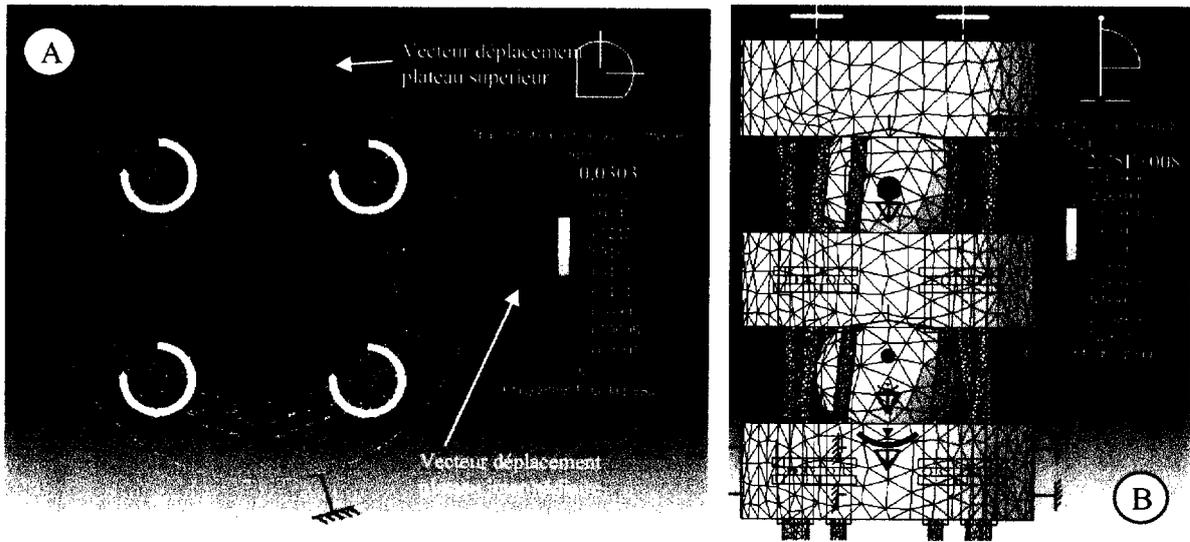


Figure 5-5: Résultat du calcul pour un couple axial de 20Nmm appliqué au plateau supérieur et intermédiaire. Vecteurs déplacements en (A) et valeur des contraintes et déformations en (B).

A partir de cette simulation, on peut trouver un facteur entre la raideur du niveau supérieur seul et celui des deux niveaux (intermédiaire et supérieur). Dans le cas présent, on trouve une valeur K_{rta} égale à $34,6 \text{ Nmm}/^\circ$ (on base le calcul sur le déplacement angulaire du plateau supérieur par rapport au premier plateau). La raideur de l'articulation chute donc de plus de 60% : $K_{rta} = 0,4 \times K_{ta}$, et les valeurs maximales des contraintes atteignent toujours 275 N/mm^2 .

5.3 Discussion et optimisation

Les applications numériques sur l'évaluation des raideurs axiales et transversales montrent que les modèles analytiques et aux éléments finis sont très proches :

$K_{tfa|fr(ana)} = 0,8 K_{tfa|fr(catia)}$, $K_{alfa(ana)} = 0,98 K_{alfa(catia)}$ pour $L_g = 15 \text{ mm}$, $K_{ta(ana)} = 1,12 K_{ta(catia)}$, $K_{rta(ana)} = 1,47 K_{rta(catia)}$.

On remarque une différence perceptible entre les raideurs $K_{tfa|fr}$, car la simulation Catia® ne prend pas en compte le raccourcissement des fils qui coulissent dans les plateaux. Sans pouvoir avancer d'explication particulière, on remarque une différence de résultat plus importante entre les raideurs K_{rta} . Afin d'avoir la marge de sécurité la plus importante, nous prendrons, pour la suite de l'étude, le résultat de Catia V5 ($K_{rta} = 0,4 K_{ta}$) car il est le plus désavantageux.

Ces faibles différences de résultat et les contraintes affichées dans les deux simulations étant du même ordre, confortent notre idée que la modélisation analytique donne des résultats proches de la réalité. Nous allons donc l'utiliser comme base pour montrer les facteurs à améliorer afin que l'articulation réponde aux contraintes définies au paragraphe 4.2. L'ensemble des calculs présentés dans ce chapitre ont été effectués à partir d'un programme Matlab®.

5.3.1 Contraintes mécaniques : choix des matériaux

L'optimisation de l'articulation doit être faite en prenant en compte comme facteur prédominant les contraintes mécaniques maximales dans les fils. En effet, les premiers essais ont montré une rupture rapide des fils de commande à base d'acier ($E=200\text{GPa}$, $\Gamma_{\max}=250\text{N/mm}^2$). Cette fatigue précoce, au-delà d'une heure, n'est pas viable pour une utilisation prolongée de l'articulation lors d'un acte de chirurgie. Les deux modèles précédents prévoyaient ce risque de rupture en affichant déjà, à de faibles angulations, des contraintes supérieures à 300N/mm^2 pour de faibles déformations. Si on suppose une certaine exactitude du programme, même au-delà des 10° , on remarque que la raideur du système augmente ($K_{\text{t}}(\text{ana})(10^\circ)=7,15\text{Nmm}/^\circ$) et que les contraintes deviennent rapidement supérieures à 3000N/mm^2 . Cette dernière valeur dépasse considérablement la zone élastique du matériau. Pour éviter une fatigue prématurée il faut donc un matériau admettant des valeurs de contrainte importantes ou bien diminuer la section des fils. Le graphique de la figure 5-6 montre l'évolution des contraintes dans les fils en fonction du module de Young pour des angulations de 1 à 10° . Il souligne que la valeur des contraintes augmente très vite avec l'angulation et qu'une résistance aux contraintes élevées implique un module de Young faible.

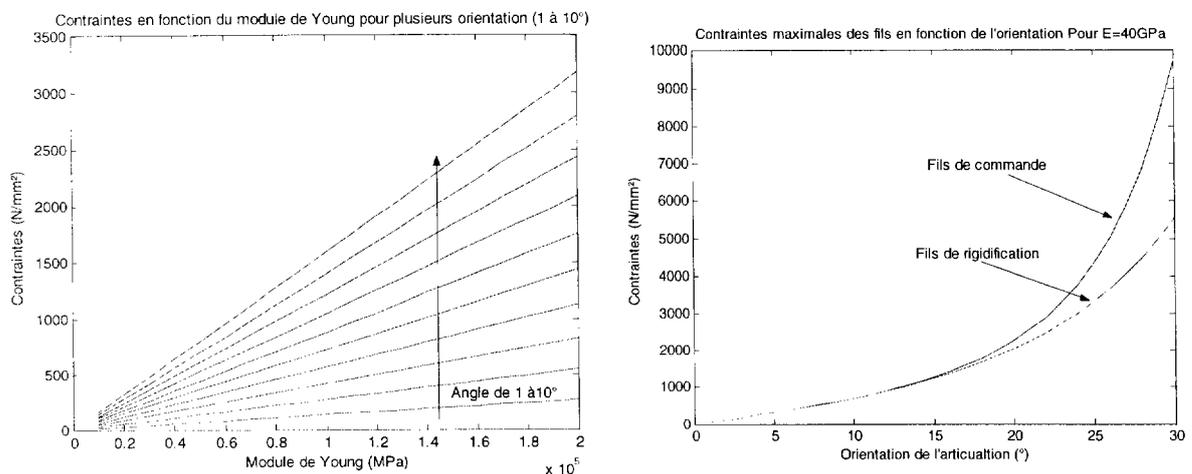


Figure 5-6: Courbes d'évaluation des contraintes à l'intérieur des fils de l'articulation

Ce problème de contrainte a orienté notre choix de matériau sur des alliages à base de nickel et de titane (Otsuka K. et Kakeshita T., 2002 ; Duerig T. W., 2002). On appelle « alliages à mémoire de forme » ou « alliage super élastique » ces matériaux métalliques. Ils ont une capacité intéressante à reprendre leur forme originale lorsqu'ils sont soumis par un procédé thermique ou par leur propre élasticité à de grandes déformations. Ces matériaux sont utilisés dans le médical pour la conception des stents, de petites prothèses et de fils pour la correction en orthodontie. Leurs principaux avantages résident dans un module de Young assez fort pour une résistance aux contraintes élevée et à une totale biocompatibilité.

En fonction du traitement thermique réalisé, le matériau NiTi peut avoir des caractéristiques mécaniques variables. Afin d'obtenir un matériau adapté à notre application, nous avons demandé à la société Memometal Technologies (MEM-WEB), spécialisée dans la production d'alliage NiTi pour le médical, de concevoir des fils d'une rigidité la plus élevée possible, supportant des contraintes et des courbures fortes. Le matériau obtenu est une première version non optimisée dont les caractéristiques mécaniques sont les suivantes :

- Module de Young : 40GPa
- Contrainte à la rupture à la flexion: 1000N/mm²
- Contrainte à la rupture en traction : 1400N/mm²

A ces caractéristiques, il faut rajouter les capacités super-élastiques du matériau. Elles peuvent se définir par la qualité que possède le matériau à revenir vers sa position initiale après une grande déformation. Pour ce faire, on a effectué un test comparatif sur cet alliage NiTi et sur les fils en acier. A diamètres identiques ($D = 0,3\text{mm}$), on applique aux fils une courbure de 180° sur un rayon de 1mm. Le fils à base d'acier se courbe et reste plié à un angle de 155° alors que pour le fils en NiTi il n'est que de 25° . Le rayon minimal de courbure d'un fil sur l'articulation est de 0,5mm pour un angle maximal de 40° . Pour cette orientation nous n'avons observé aucune déformation permanente du matériau et sa super élasticité lui permet de revenir à sa position initiale de façon spectaculaire. Le fil Memometal® en alliage de NiTi semble donc être un candidat idéal pour notre application. Cette version de fil est un échantillon dont les caractéristiques peuvent être optimisées pour augmenter le module de Young. Sachant qu'il peut s'orienter fortement sans fatiguer, nous allons l'utiliser comme base à l'amélioration de l'articulation. La seconde courbe de la figure 5-6 montre que ce sont les fils de rigidification qui subissent le moins de contraintes lors de l'orientation. Lors des essais, nous n'avons notamment pas rencontré de rupture des fils de rigidification. Seuls les fils de commande avaient tendance à se rompre à la base de l'articulation. De ce fait, nous

choisissons d'équiper l'articulation par des fils de commande avec le matériau « super-élastique » décrit ci-dessus.

5.3.2 Dimensionnement et architecture

Le module de Young de matériau NiTi étant cinq fois plus faible que celui de l'acier, les caractéristiques de raideur du prototype précédent sont beaucoup moins importantes (**raideur en torsion transversale d'un plateau avec commande : $K_{rt}=4,78\text{Nmm}/^\circ$, raideur en torsion axiale des deux plateaux en série : $K_{rta}=6,92\text{Nmm}/^\circ$, pour un plateau : $K_{tra|fr}=1,38\text{Nmm}/^\circ$, $K_{ta}=20,4\text{Nmm}/^\circ$, $K_c=3,40\text{Nmm}/^\circ$).**

Afin d'augmenter les raideurs nous allons utiliser le modèle analytique de simulation en faisant varier deux paramètres d'entrées : **le nombre de fils de rigidification et leur diamètre nominal**. Les autres paramètres dimensionnels restent inchangés et seul le matériau des fils de commande et de rigidification est remplacé par un alliage nickel/titane. Les fils de rigidification étant passifs et se trouvant plus proches du centre que ceux de la commande, leur rayon de courbure est beaucoup plus grand et ils ne sont pas soumis à de fortes contraintes par des forces d'actionnement. En modifiant certains facteurs de la méthode de production du matériau, la société Memometal® pense pouvoir facilement doubler son module de Young pour des caractéristiques de fatigue en accord avec notre application.

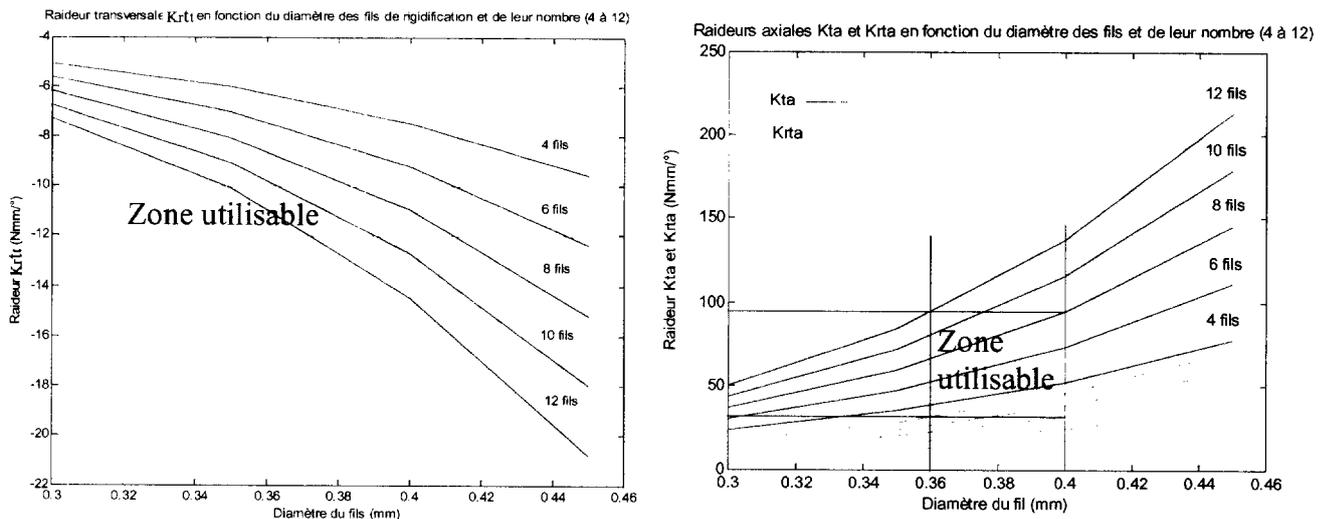


Figure 5-7: Courbes d'évaluation des raideurs transversales et axiales de l'articulation

Dans l'analyse de l'optimisation on supposera donc que les fils de rigidification ont un module de Young proche des 80GPa, et que ceux de la commande ont un module de Young de 40GPa.

A partir de ces données d'entrées, la simulation analytique donne les courbes de la figure 5-7. Elles montrent l'évolution des raideurs transversales et axiales en fonction du nombre de fils de rigidification et de leur diamètre. Afin que l'articulation ait une raideur transversale du même ordre que l'articulation classique du Da Vinci® (10-12Nmm/°), **nous sommes obligés d'utiliser, pour rigidifier l'articulation, au moins 8 fils d'un diamètre compris entre 0,38mm et 0,4mm.** A partir de ce choix et du résultat précédent donné par la simulation aux éléments finis ($K_{rta} = 0,4 \times K_{ta}$), la raideur transversale des deux plateaux en série est évaluée à **$K_{rta} = 30\text{Nmm}/^\circ$** . Cette valeur répond aux contraintes en étant pratiquement trois fois supérieure à la raideur transversale. Les nouvelles contraintes obtenues dans les fils de rigidification sont proches de celle de fils de commande, présentées dans la seconde courbe de la figure 5-6. Il est important de souligner que l'outil terminal du Da Vinci est un cardan libre (la raideur sans câble tend vers zéro) dont la raideur transversale n'est définie que par celle des câbles tendus à l'intérieur du tube. Cette raideur est donc excessivement élevée pour des câbles en acier mesurant 0,3mm de diamètre. Il semble difficile de trouver couramment ce type de produit car en général les câbles d'acier commercialisés présentent une raideur plus faible. Il est aussi évident que la pré-tension des câbles joue un rôle très important dans la rigidité de la commande. Une analyse plus approfondie devrait permettre de modéliser la raideur globale du système en fonction de l'effort de pré-tension.

5.4 Remarques

Dans l'étude présentée précédemment nous avons toujours considéré que la commande de l'articulation, c'est-à-dire sa motorisation, ne possède aucun jeu mécanique et une raideur infinie. Ceci n'est évidemment pas le cas, et la raideur des dispositifs motorisés doit être prise en considération pour évaluer la raideur globale du système. On peut souligner, à partir d'une expérience personnelle, qu'un système très mou, comme le robot d'Endovia®, où la pré-tension des câbles est pratiquement inexistante, fonctionne correctement pour manipuler des tissus. Comme nous l'avons précisé dans le paragraphe 4.2, l'opérateur intègre naturellement cette élasticité de la commande et adapte ses gestes en fonction de la rigidité du système. Un système dont la rigidité ne semble pas excellente, vis-à-vis des lois de la robotique classique, n'est donc pas inutilisable pour la chirurgie. On trouve notamment sur le marché, des instruments manuels mini-invasifs avec des pinces orientables au moyen d'une tige élastique pré-courbée de 4cm, dont la raideur être bien inférieure à 10Nmm/° (TYC-WEB].

Néanmoins, si l'on souhaite améliorer la résolution de l'articulation, pour des applications d'automatisation du geste, il est obligatoire d'intégrer, dans la chaîne de commande, un dispositif de contrôle pour évaluer les perturbations appliquées à l'articulation terminale. Un capteur d'effort en bout d'articulation et/ou sur les câbles d'actionnement pourrait être une très bonne solution.

Conclusion

Au travers d'une recherche exploratoire, nous avons présenté les potentialités d'intégration de fonctions électriques (apport d'énergie lumineuse, mesure d'effort) dans une articulation terminale orientée au moyen de câbles mécaniques. Cette idée laisse entrevoir la réalisation d'outils chirurgicaux évolués et instrumentés par des microsystèmes électroniques embarqués. Nous avons montré que la disponibilité d'un poignet du type « corps de serpent » est stratégique dans l'optimisation globale d'un ensemble robotisé. Il existe beaucoup de propositions (Cf. chapitre II), mais elles manquent de compacité et sont mal adaptées à des manipulations engendrant des efforts proches des 5N. Nous proposons ici une solution d'articulation originale brevetée (Van Meer et al., 2004) et fondée sur la rigidification axiale à partir d'éléments glissants. L'articulation développée fait un compromis entre la rigidité, l'angulation et la durée de vie. Elle est fonctionnelle et peut être utilisée en l'état. Néanmoins, son angulation maximale de 80° peut être augmentée en réduisant l'épaisseur des plateaux sur le périmètre extérieur, mais ceci au détriment des contraintes et de la durée de vie. Après plusieurs essais, nous avons jugé que l'évaluation de la raideur transversale d'un système à deux plateaux reste très complexe. Dans les conceptions futures, nous orienterons notre choix, sur une commande de l'articulation par l'actionnement individuel de chacun des plateaux. Cette commande permettra un meilleur contrôle en position, une limitation des frictions trop importantes et l'utilisation aisée des modèles de simulation théorique développés dans ce chapitre. Elle est notamment utilisée dans le développement d'un outil portable compact décrit dans l'Annexe II. Les modèles approchés qui ont été définis, pourront être améliorés en utilisant les travaux récents de (Simaan N. et al., 2004) sur la commande d'articulations multisegments. Pour réduire les frictions il serait intéressant d'utiliser, à l'intérieur de l'articulation, des lubrifiants naturels et biocompatible à base de vaseline ou d'hydroxyethyl de cellulose ou plus classiquement d'effectuer un dépôt de Parylène (Boisson J. M., 1990; PAR-WEB) ou de PTFE. Un dernier point, concerne l'utilisation de nouveaux matériaux comme le PEEK® (Villoutreix J., Acetarin J. D., 1994) pour réaliser les plateaux de

l'articulation. Ce matériau est actuellement très répandu dans la conception d'outils chirurgicaux mini-invasifs. Il est totalement biocompatible, moulable à chaud et stérilisable. De plus, Il possède des propriétés thermiques et mécaniques très performantes qui pourront limiter l'usure des plateaux par les fils, diminuer la présence de jeux mécaniques et augmenter la durée de vie de l'articulation.

Chapitre IV

Intégration Microsystème : Cas du Retour d'Effort et de la Découpe Thermo-Coagulante.

Introduction

Les microtechnologies, illustrées par la conception et la réalisation d'objets micro-usinés multifonctionnels, ont émergé dès la fin des années quatre vingt. Les microsystèmes électromécaniques (MEMS) ont été les premiers explorés, mais peu à peu des combinaisons pluridisciplinaires se sont multipliées. Ces progrès ont ouvert de nombreuses possibilités en termes de conception, de réduction des coûts, d'amélioration des performances et s'ouvre finalement sur un nouveau champ d'application : l'instrumentation chirurgicale. Les microtechnologies peuvent amener à reconsidérer la conception globale des outils chirurgicaux. Comme nous l'avons déjà souligné dans le chapitre III-§2, l'outil de chirurgie ne doit plus être pensé comme un simple système mécanique, mais comme un composant chirurgical (« Puce chirurgicale ») complexe, réalisé de manière collective en microtechnologies et intégrant microcapteurs et microactionneurs. On peut espérer au travers de cette idée de créer une nouvelle génération d'instruments chirurgicaux, qui grâce à leur électronique embarquée pourront offrir aux chirurgiens une meilleure qualité/sécurité des soins par une information temps réel sur l'état de la zone opératoire et par un accompagnement de leurs gestes. Tous les espoirs que l'on peut imaginer sur les microtechnologies invitent à anticiper une évolution significative des méthodes de travail en chirurgie, et une progression des performances des actes de chirurgie téléopérée. Avec cette nouvelle génération d'outils chirurgicaux, l'utilisation de dispositifs motorisés devient indispensable dans la gestion de la complexité de l'instrumentation terminale. Si cette complexité n'entraîne pas un coût d'exploitation prohibitif, le chirurgien bénéficiera d'une évolution importante de son travail avec l'utilisation intensive d'une nouvelle génération de système de télémanipulation. Cette évolution nous paraît comparable, par exemple, à celle de l'aéronautique, à l'image d'un cockpit d'avion actuel, qui n'a plus rien avec celui de Louis Blériot. On imagine que le chirurgien va travailler avec une console de téléopération lui permettant de manipuler ses instruments en recevant toutes les informations utiles de contrôle, d'effort, de sécurité... Si dans cette idée on intègre tout les progrès technologiques de la médecine d'aujourd'hui, il est fort possible qu'au travers d'évolutions croisées : capteurs sur l'instrumentation, positionnement des bras robots, données médicales 3D (IRM, Scanner, modèle virtuel du patient), traitement d'image de la vidéo endoscopique..., on assistera très vite à l'émergence d'une chirurgie automatisée où le chirurgien planifiera en grande partie l'intervention en phase pré-opératoire et validera et/ou sera en très grande partie guidé durant la phase per-opératoire.

Afin de contribuer à la recherche pour que cette évolution se réalise, nous avons exploré dans cette thèse deux besoins importants des chirurgiens : la mesure des efforts à l'extrémité de l'instrumentation médicale et la conception d'un dispositif de coagulation/découpe et de préhension tissulaire. Mais avant de détailler ces réalisations, nous allons donner quelques indications sur les principes de fabrication des microsystèmes

1 Intérêts des technologies microsystèmes

Les avancées technologiques récentes des microsystèmes permettent déjà aujourd'hui de réaliser des dispositifs miniaturisés intégrant diverses fonctionnalités : mécaniques, fluidiques, optiques et électroniques. Ces dispositifs sont, lorsqu'ils proposent une fonction mécanique, appelés des MEMS (MicroElectroMechanical Systems). La fabrication des MEMS emploie généralement les technologies issues de la microélectronique (De Los Santos H. J., 1999), complétées des technologies spécifiques de micro-usinage, gravure profonde (RIE, KOH), gravure de couche sacrificielle (HF, BHF..), dépôt de divers matériaux, dépôt résines épaisses (SU8...), micromoulage plastique (PDMS, PMMA...), bonding par flip chip.

Afin de mieux comprendre ces méthodes de conception, nous allons présenter quelques techniques que nous avons mises en œuvre pour la réalisation du capteur d'effort et de l'outil de découpe thermo-coagulant.

1.1 Les technologies microélectroniques

La photolithographie permet de transférer, au moyen d'une source UV, d'un masque et d'une résine photosensible, des motifs micrométriques (résolution $< 1\mu\text{m}$) sur un substrat (Cf. figure 1-1). Après un dépôt de la résine par centrifugation, cette technique commence par une phase d'insolation de la résine pour fragiliser la résine (dans le cas d'une résine positive) dans les zones où le masque est ouvert.

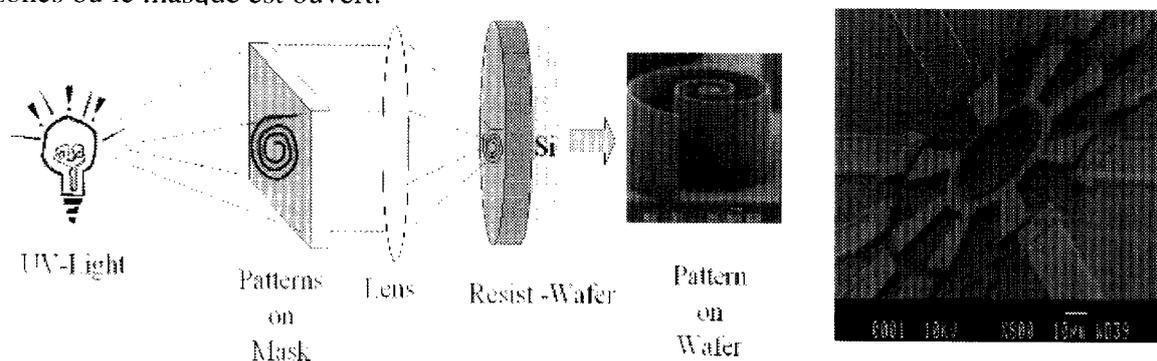


Figure 1-1 : Principe de la photolithographie et images MEB d'un motif sur résine SU8 (Fabre N. et Conédéra V., 2004) et d'un Micromoteur Electrostatique (Camon H., et al., 1993)

Une étape de révélation et de recuit permet d'enlever les zones de résine fragilisées et de révéler les motifs transférés à partir du masque. La résine déposée sur le substrat est utilisée comme un masque protecteur et différents procédés de déposition et de gravure sont possibles pour usiner des microstructures 2D. Cette méthode de production très bon marché est dite collective car elle permet de reproduire en une même et seule étape un grand nombre de motifs identiques. Elle est la base majeure des procédés de fabrication des circuits intégrés sur silicium. Le succès de la microélectronique est aussi lié aux propriétés des couches d'oxyde de silicium (SiO_2) qui servent soit d'isolant électrique, soit de masque pour les attaques des dépôts. On réalise souvent ces couches de façon sèche entre 900°C et 1100°C , mais il est aussi possible d'effectuer des dépôts d'oxyde à basse température (200°C), afin de ne pas détériorer des structures sensibles (ex : pistes en métal, membranes...), au moyen d'un réacteur de CVD (dépôt chimique en phase vapeur). En PECVD (dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma) ou LPCVD (dépôt chimique en phase vapeur à basse pression). Par les mêmes méthodes, il est aussi possible de déposer du nitrure de silicium (Si_3N_4) qui possède des propriétés plus imperméables que l'oxyde de silicium et une bonne compatibilité biologique (Kotzar G., 2001).

La grande majorité des dépôts d'espèces métalliques se fait au moyen de la technique d'évaporation ou de la technique de pulvérisation cathodique. L'évaporation se fait sous vide (10^{-5}T à 10^{-6}T) et consiste à projeter des espèces gazeuses formées par le chauffage d'une source de métal (Au, Al, Ti...). Dans le cas de la pulvérisation, le dépôt se fait à basse pression et à froid. Le matériau source et le substrat cible sont portés à un potentiel important (500V à 5000V) et une faible pression d'argon est maintenue. Les atomes d'argons sont ionisés et sont accélérés par la différence de potentiel. Ces ions heurtent alors la source et éjecte des atomes de métal qui se déposent à la surface du substrat. La microélectronique a développé ces technologies et d'autres qui sont toujours en pleine évolution vers la réduction des dimensions : Il peut être utile de savoir qu'aujourd'hui les densités de composant au cm^2 sont de 10^7 et que l'on considère que ces évolutions vont atteindre des composants de dimensions nanométriques. La microélectronique est pour nous la certitude de pouvoir réaliser, le moment venu, des éléments intégrés du traitement du signal. Mais la question qui est posée est de réaliser l'intégration entre un outil, ses capteurs, ses actionneurs et son traitement du signal. Cela est envisageable depuis le début des années quatre vingt dix, lorsqu'il a été démontré la compatibilité du micro-usinage du silicium avec les techniques microélectroniques

1.2 Micro-usinage : émergence des microsystèmes

Le micro-usinage des matériaux à base de silicium peut se faire de façon chimique (gravure humide), ou par un plasma (gravure sèche). Appliquée au silicium, la gravure humide, en solution liquide, réalise des gravures le plus souvent isotropiques avec un caractère hautement sélectif en fonction des matériaux et des couches sacrificielles. Ce type de gravure est utilisé dans les microsystèmes pour graver l'oxyde de silicium, sans dégrader le silicium, au moyen d'acide fluorhydrique (HF) ou d'acide phosphorique (H₃PO₄).

Une autre technique, qui utilise des hydroxydes tel que du KOH ou du TMAH, permet d'attaquer le silicium de façon anisotropique en gravant plus rapidement les plans d'orientation cristalline <100> que ceux d'orientation <111> (Cf. Figure 1-2).

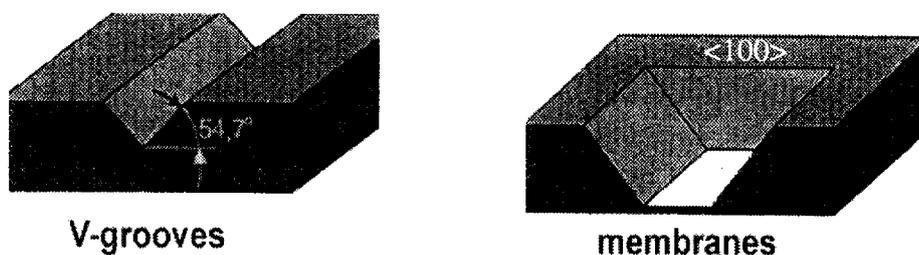


Figure 1-2 : Exemple de gravure du silicium à partir d'une solution de KOH

On obtient alors des gravures avec des formes pyramidales dont l'angle correspond à celui de l'orientation des plans cristallins (54,7°). Ces possibilités sont très intéressantes pour les microsystèmes pour la précision de découpe : nous verrons que nous l'avons utilisée avec succès pour créer des lames de bistouri thermo-chauffant.

La gravure sèche est une technique différente qui consiste à attaquer les matériaux à l'aide de radicaux libres ou d'ions produits par un plasma formé dans un mélange gazeux. De façon générale la gravure RIE (Gravure Ionique Réactive) est la plus utilisée et permet d'obtenir des flancs de gravure verticaux ayant un rapport de forme très bon (Cf. Figure 1-3).

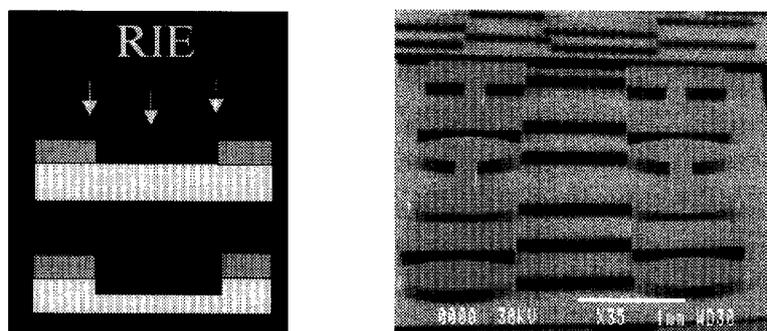


Figure 1-3 : Exemple de gravure du silicium à partir de la RIE

Lors de la gravure les ions sont accélérés et cassent la structure atomique du matériau, un second gaz permet de protéger les parois du matériau afin de créer une sélectivité. On peut obtenir avec cette technique des rapports de forme de 50 et graver pratiquement 1mm de silicium. Appliquée au silicium, la gravure RIE constitue un de moteur essentiel de la création des microsystèmes.

L'ensemble des procédés décrits précédemment est complété par une panoplie de micro et nanotechnologies : résine épaisse, micromoulage, assemblage 3D... Ils représentent les outils de nos réalisations que nous évoquerons dans les procédés que nous avons élaborés

2 Conception d'un capteur d'effort intégrable dans un outil chirurgical

Comme nous l'avons spécifié dans le chapitre II, notre objectif est de réaliser un capteur d'effort dans un volume réduit ($3,5 \times 10 \times 1 \text{mm}^3$ maximum) et pouvant mesurer des macro-forces de tiraillement sur les tissus, dans une plage de 0N à 3N avec une sensibilité de 0,1N. Cette mesure ne doit pas affecter de façon exagérée la géométrie de l'outil terminal, afin que le chirurgien ne perçoive pas l'existence d'une mesure associée. Une contrainte supplémentaire est liée au fait que le capteur doit être, autant que possible, peu sensible à la température pour qu'il puisse être utilisé dans un outil de thermo-coagulation.

2.1 Approche conceptuelle d'un capteur d'effort

(Moreau M. R. et Le Béhec J., 1992) décrivent le capteur d'effort comme un dispositif monté en série dans un système mécanique et soumis à une contrainte. Le rôle du capteur est de traduire la valeur de la contrainte ou de l'effort en une grandeur physique exploitable. L'architecture générale du capteur, illustrée par la figure 2-1, est constituée de quatre éléments distincts :

- Un corps d'épreuve : C'est la partie mécanique du capteur qui réagit sous l'action d'une force extérieure avec lequel il est en contact direct ou par l'intermédiaire d'un élément rigide. Sous l'effet de la force extérieure le corps d'épreuve se déforme afin de convertir la valeur de la contrainte mécanique en un déplacement mesurable par un détecteur.
- Un détecteur : c'est l'élément sensible du capteur qui est lié intimement au corps d'épreuve. Il mesure les déplacements de celui-ci qu'il transforme en grandeur électrique.

- Le boîtier : c'est l'élément rigide de protection qui encapsule le détecteur, le corps d'épreuve et l'électronique de conditionnement. Il sert à fixer le capteur sur le mécanisme dans lequel on souhaite mesurer les efforts. Sa conception est délicate car il faut éviter les déformations du corps d'épreuve lors de son implantation sur le mécanisme (serrage, collage...).
- Electronique de conditionnement : Elle est indispensable pour l'alimentation du capteur, l'amplification et le traitement du signal. L'électronique est souvent dissociée en deux parties avec une électronique de proximité dans le boîtier et une électronique plus complexe déportée sur une carte placée à distance.

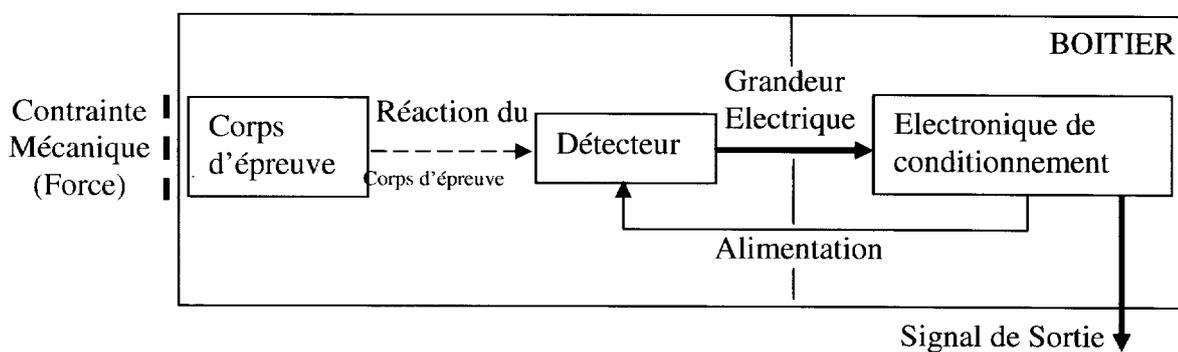


Figure 2-1 : Architecture générale d'un capteur de contrainte mécanique

Le corps d'épreuve est une partie critique du capteur d'effort : il doit être déformable dans une certaine mesure afin de ne pas perturber le système mécanique dans lequel il a été intégré pour faire la mesure des efforts. Sa géométrie doit être telle qu'il ne soit influencé que dans une ou plusieurs directions choisies.

Le capteur d'effort se caractérise par :

- La plage de mesure (Exp. : 0 à 100N),
- La sensibilité (Exp. : 2mV/V),
- L'écart de linéarité,
- La plage d'utilisation en température
- La compensation en température (effet de la température),
- L'hystérésis,
- La reproductibilité,
- La dérive du zéro dans la plage compensée,
- La dérive de sensibilité dans la plage compensée.

Typiquement, les capteurs industriels de la figure 2-2 utilisent des détecteurs à jauges de contraintes (Le Goër J. L. et Avril J., 2001). Les jauges de contraintes sont des résistances très fines dont la valeur varie en fonction de leur allongement ou de leur déformation. Placée judicieusement au niveau du corps d'épreuve, la variation de leur valeur donne une image des déformations qui sont la conséquence des contraintes appliquées sur le corps d'épreuve. Dans la pratique, plusieurs jauges sont collées sur le corps d'épreuve et les variations des valeurs des résistances sont mesurées au travers de ponts de Wheatstone.

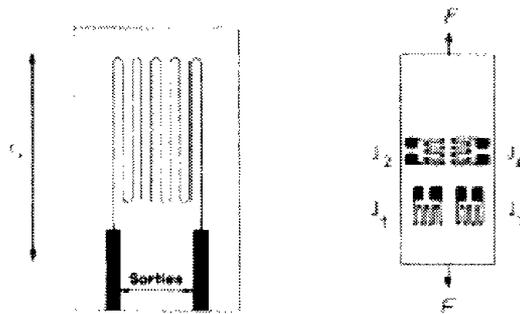


Figure 2-2 : Montage des jauges de contrainte sur un capteur de traction

Dans le cas de dispositifs microélectroniques, comme les capteurs de pression cités par (Boukabache A. et al., 2001), les jauges sont des piézo-résistances à base de silicium dopé N directement implantées sur le corps d'épreuve lors du procédé microélectronique.

La mesure des déformations du corps d'épreuve au moyen des jauges est une méthode classique. Il existe néanmoins bien d'autres méthodes décrites par (Durant S., 2002) : capacitive, inductive, optique, piézo-électrique... Ces méthodes diffèrent par la façon de mesurer le déplacement du corps d'épreuve lorsque des forces lui sont appliquées.

Afin d'avoir une information complète, la mesure des efforts suppose d'accéder au six composantes des contraintes : $F_x, F_y, F_z, C_x, C_y, C_z$. La mesure de ces six composantes demande la réalisation d'un corps d'épreuve déformable dans toutes les directions équipé d'une grande quantité de capteurs. Dans notre approche, on se limite aux deux composantes (F_x, F_y) qui reflètent les efforts de tiraillement sur les tissus vivants durant un acte de chirurgie mini-invasive. La composante d'effort en préhension pourra être rajoutée dans une étude ultérieure en utilisant les travaux présentés dans le chapitre II-§2

2.2 Recherche exploratoire

Dans un premier temps notre réflexion a été guidée d'abord par le souci de choisir un capteur miniaturisable et intégrable. Elle s'est orientée vers l'usage d'une bobine d'induction magnétique. Comme le montre la figure 2-3, nous avons idée d'intégrer dans un petit bloc, munis de broches, un ensemble de quatre selfs à air, dont les valeurs d'inductance auraient évolué en fonction de leur déplacement. Les broches, au nombre de quatre, devaient servir de corps d'épreuve, bien scellées sur le porte-outil. Soumises à l'effort, elles subissent une déformation qui déplace les inductances dans le plan du porte-outil. Les inductances sont placées devant des trous percés dans le porte-outil en métal. Leurs valeurs, dépendantes des pertes dans le métal, évoluent en fonction de leur position relative par rapport aux trous.

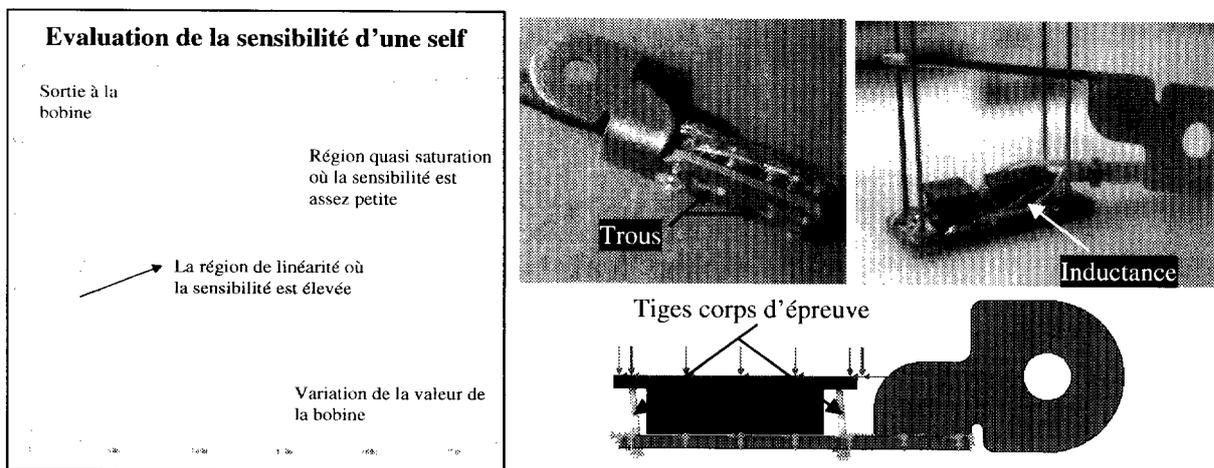


Figure 2-3 : Outil chirurgical avec un capteur d'effort par mesure d'impédance

Des premiers tests effectués avec des bobines CMS, réalisées artisanalement, et des simulations sous PSpice®, ont montré qu'il fallait avoir, pour des fréquences de l'ordre du MHz, une valeur d'inductance importante (quelques microHenri) et un fort déplacement (quelques dizaines de micromètres), pour pouvoir mesurer un signal utile de bonne qualité. La réalisation de bobines d'une valeur aussi élevée implique des composants petits mais encore trop encombrants ($1 \times 1 \times 1,4 \text{ mm}^3$). Nous avons recherché et trouvé des possibilités de réalisation à de plus hautes fréquences (Troussier G., 2004) par des techniques de la microélectronique, mais elles imposent l'utilisation d'un matériau ferromagnétique afin d'avoir de fortes inductances. De plus, ce type de matériaux présente une sensibilité à la température incompatible avec les phases de thermocoagulation.

Nous avons donc changé notre option de détection en utilisant un moyen plus classique et indépendant de la température : la détection capacitive. Ce choix nous a aussi ouvert l'accès aux microtechnologies pour réaliser un capteur miniaturisé à base de silicium.

2.3 Structure d'un capteur de force bi-axial en silicium

Nous avons choisi une structure planaire fine afin de limiter l'encombrement au niveau des mâchoires de l'outil terminal. L'architecture du dispositif, illustrée par la figure 2-4, est composée de deux couches dont l'une d'elles intègre un corps d'éprouve déformable. Les deux couches sont assemblées entre elles par une connexion conductrice afin de les lier électriquement et mécaniquement. Lorsqu'un effort est appliqué sur la couche supérieure, il est transmis, via le collage, au corps d'éprouve intégré dans la couche inférieure. Sous cette contrainte le corps d'éprouve se déforme proportionnellement, induisant un déplacement de la couche supérieure par rapport à la couche inférieure. Les déplacements sont mesurés par voies capacitives au moyen de deux ensembles d'électrodes en peigne que l'on retrouve sur les deux niveaux du capteur. Ces peignes sont agencés de telle sorte qu'ils puissent mesurer les déplacements, induits par les efforts, dans toutes les directions du plan de la pince.

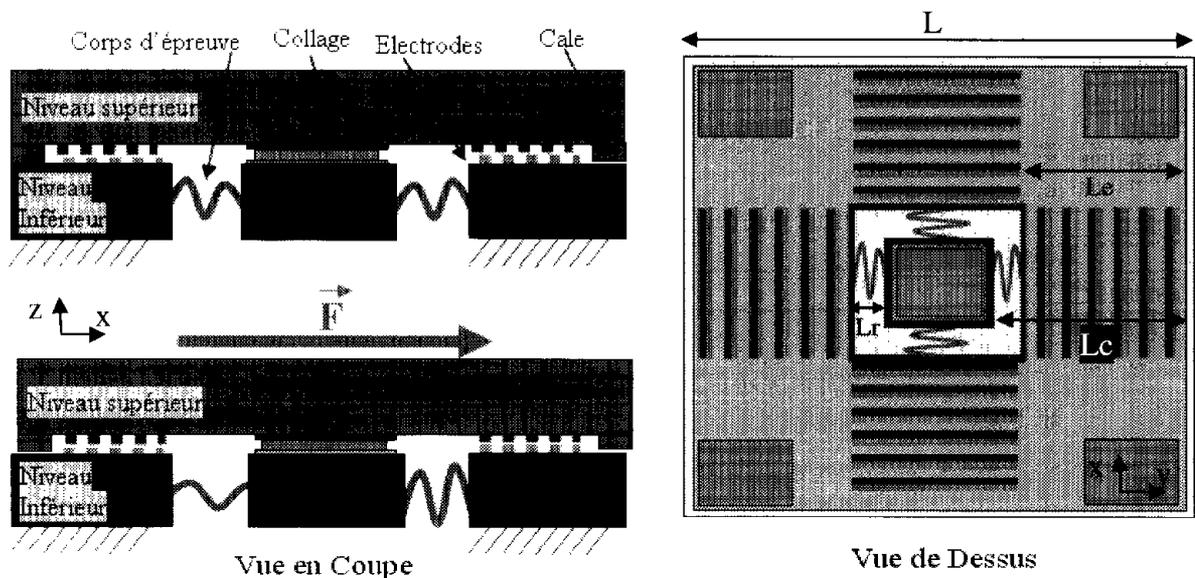


Figure 2-4 : Principe du capteur d'effort et illustration de ses déplacements: le corps d'éprouve se déforme et les électrodes se recouvrent lors de l'application d'un effort F.

Le niveau est équipé de cales mécaniques afin d'interdire les déplacements verticaux et de ne permettre que des déplacements dans le plan de l'outil chirurgical. Le corps d'éprouve, est une structure compacte qui joue le rôle de ressort et se déforme pour des efforts allant de 0 à 3N. Le niveau inférieur est considéré comme fixe et sa partie mobile, entre les corps d'éprouves, est considérée comme glissante et ne peut bouger qu'en translation.

2.4 Contraintes de réalisation, simulations et conception

Deux contraintes interdépendantes vont définir les choix de conception : la gamme de forces que l'on souhaite appliquer au capteur (0 à 3N) et les dimensions réduites du capteur ($3.5 \times 10 \times 1 \text{mm}^3$). Selon ces spécifications, nous allons donc travailler à l'élaboration d'une structure déformable compacte en silicium.

2.4.1 Les contraintes mécaniques et facteur de dimensionnement

L'effort maximal que l'on applique sur le capteur fixe la contrainte maximale de cisaillement que l'on peut appliquer à la zone de collage entre les deux niveaux du capteur (Cf. figure 2-4). Afin d'avoir un coefficient de sécurité important, (ISM, 1994) préconise d'utiliser un **facteur de sécurité $K_s=10$** , sur le calcul des efforts applicables sur une surface donnée. Sur cette base, l'équation 2.1 donne la surface minimale S_m de colle nécessaire pour qu'un matériau, de résistance maximale au cisaillement $\sigma_{s_{\max}}$, supporte un effort de cisaillement F_s .

$$S_m = K_s \cdot \frac{F_s}{\sigma_{s_{\max}}} \quad (2.1)$$

Dans notre première approche, nous avons choisi d'utiliser, pour lier mécaniquement et électriquement les deux niveaux, une technique de Flip Chip utilisant une colle conductrice époxy bi-composante. Dans une seconde approche, il sera sûrement souhaitable de connecter les deux niveaux par une soudure or/or afin de supprimer la phase, plus ou moins critique, du dépôt de la colle. Pour les premières réalisations nous avons choisi comme colle la H20E (H20-WEB) de la société Polytec-PI (POL-WEB). Cette colle est biocompatible et présente de très bonnes qualités électriques, thermiques et une résistance au cisaillement proche de celle de l'or ($\sigma_{s_{\max}} > 25 \text{N/mm}^2$) pour des température inférieure à 100° . A partir de l'équation précédente, avec une force maximale $F_s=3\text{N}$ et $K_s=10$, on obtient une surface minimale utile **$S_m=1,2\text{mm}^2$ ($\sim 1,1 \times 1,1 \text{mm}^2$, spot de 1,23mm de diamètre)**. Afin de réduire la difficulté lors du dépôt de colle, qui s'effectue au moyen d'une seringue commandée par un gaz sous pression, nous avons laissé un espace de sécurité de 0,3mm autour du spot de colle. La surface utilisée pour la zone de collage devient alors un espace carré de **$1,6 \times 1,6 \text{mm}^2$** .

A partir de cette évaluation et des contraintes globales d'encombrement, on peut maintenant déduire l'espace allouable à la réalisation du corps d'épreuve et des électrodes de mesure capacitive.

Le capteur que l'on souhaite réaliser doit pouvoir s'intégrer facilement sur un porte-outil d'une pince de 5mm de diamètre. A partir de ce diamètre et de la hauteur maximale

admissible (1mm : deux niveaux de silicium de 0.5mm d'épaisseur collés ensemble), la largeur maximale du capteur est $L=3,5\text{mm}$. Il reste donc de part et d'autre du carré de collage, dans le sens de la largeur (direction Y sur la figure 2-4), un espace de largeur $L_c=0,95\text{mm}$. Cette largeur L_c inclue la largeur des électrodes des cotés L_e (plus les pistes de routage) et la largeur du corps d'épreuve L_r ($L_c= L_e + L_r$). Afin d'avoir des mesures homogènes, nous avons pris comme dernière contrainte de conception la valeur de la surface totale de chaque peigne d'électrode des cotés proche de celle des peignes d'électrodes qui mesurent dans la direction orthogonale (direction X sur la figure 2-4). Bien sur, cette contrainte n'est pas totalement rigide et peut être adaptée en fonction du routage et de l'homogénéité que l'on souhaite donner au capteur. L'idée principale de cette première analyse des contraintes montre qu'il faut optimiser au maximum le dimensionnement du corps d'épreuve afin d'avoir le plus grande surface possible pour réaliser les électrodes de mesure capacitive. Plus la surface des électrodes sera importante, meilleure sera la qualité du signal de sortie.

2.4.2 La modélisation du corps d'épreuve

L'objectif d'avoir une structure compacte déformable de façon bidirectionnelle nous invite à travailler sur la réalisation d'un corps d'épreuve de forme carrée composé de quatre branches orthogonales (Cf. Figure 2-5).

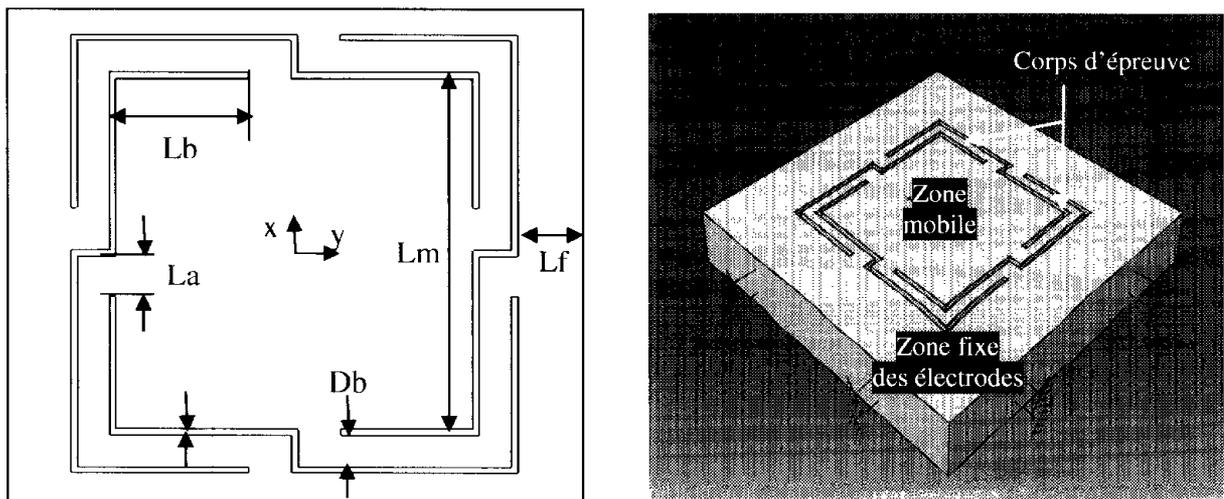


Figure 2-5 : Géométrie du corps d'épreuve avec ses paramètres de dimensionnement

En fonction de différents paramètres dimensionnels (L_b : longueur des bras fixée à $650\mu\text{m}$, L_m : largeur de la zone mobile de collage fixée à $1,67\text{mm}$ ($70\mu\text{m}$ de plus que notre première évaluation afin de rallonger les bras à $650\mu\text{m}$), D_b : largeur des bras, e : espace pour la gravure, L_f : largeur de zone fixe pour le placement des électrodes, H : hauteur du substrat

de silicium fixée à $525\mu\text{m}$), l'élasticité S_{xy} ($\mu\text{m}/\text{N}$) du corps d'épreuve peut être calculée de façon simplifiée par l'équation 2.2, en prenant comme hypothèse un déplacement dans le plan. L'équation 2.3 représente les contraintes associées en fonction de l'effort F appliqué sur le capteur (ici $F_{\text{max}} = 3\text{N}$).

$$S_{xy} = \frac{L_b^3}{3.E.I_{gz}} \quad (2.2)$$

$$\sigma = \frac{H.F.L_b}{8.I_{gz}} \quad (2.3)$$

où I_{gz} , est le moment d'inertie d'une poutre du corps d'épreuve (Cf. chapitre III-§3), E est le module de Young du silicium $\langle 100 \rangle$, dont la valeur typique est 130Gpa (valeur utilisée par le logiciel de modélisation microsystème Coventor®)

Ces paramètres sont toutefois interdépendants et il est nécessaire de faire un compromis pour trouver les dimensions les mieux adaptées aux objectifs de mesure des efforts. Des premiers tests, que nous ne développerons pas ici, ont montré une certaine difficulté à graver en RIE des tranchées de $5\text{-}10\mu\text{m}$ de large sur $525\mu\text{m}$ de profondeur afin de réaliser le corps d'épreuve. Le temps de gravure est beaucoup trop important pour ces dimensions et les résines de protection ne résistent pas correctement à l'attaque de ions. Nous avons donc adapté la conception en fixant comme contrainte supplémentaire une largeur minimale de tranchée de $e=30\mu\text{m}$. Il est maintenant possible de modéliser simplement le corps d'épreuve et de fournir des courbes donnant son élasticité et les contraintes qu'il subit en fonction de la largeur D_b des branches (Cf. Figure 2-6).

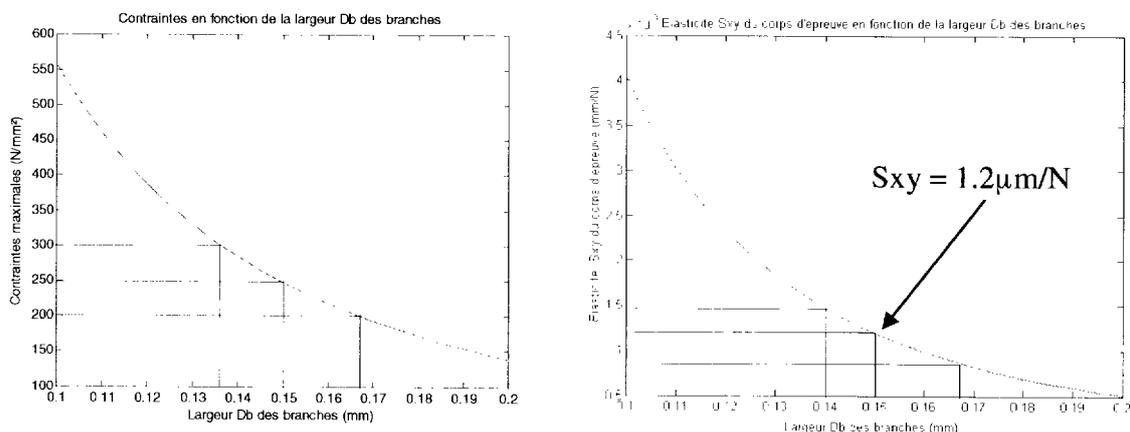


Figure 2-6 : Simulations des contraintes mécaniques et de l'élasticité du corps d'épreuve en fonction de la largeur des branches du corps d'épreuve, pour une force maximale de $F=3\text{N}$

D'après ces résultats, on peut déduire la largeur des branches la plus adaptée à notre gamme de mesure, l'espace que le corps d'épreuve occupe et celui alloué pour la réalisation des électrodes situées sur les cotés. Il existe de nombreux travaux sur l'évaluation de la résistance à la rupture du silicium, mais les résultats qui en découlent sont très irréguliers et donnent des valeurs de contraintes maximales évoluant de 700N/mm² à 7000N/mm² (Steinzig M. et Swensen E., 2000 ; Petersen K., 1982; Wilson C. et Beck P., 1996; Suwito W. et al., 1997). L'étude la plus récente de (Steinzig M. et Swensen E., 2000) a attiré notre attention car elle montre des valeurs plus envisageables avec des contraintes maximales évoluant entre les 200N/mm² et 300N/mm². Nous avons décidé de nous placer approximativement au milieu de cette zone en choisissant une largeur de bras **L_b=150μm** qui donne une élasticité **S_{xy}=1,2μm/N**. Cette valeur offre un bon compromis entre le déplacement (~3,6μm pour 3N) et les contraintes maximales que subissent les branches du corps d'épreuve (~250N/mm²). Une analyse aux éléments finis montre des valeurs de déplacements et de contraintes mécaniques très proches (Erreur_déplacement = 8,3 %, Erreur_contrainte=6,4%) de celles trouvées à partir du calcul analytique simplifié précédent (Cf. Figure 2-7).

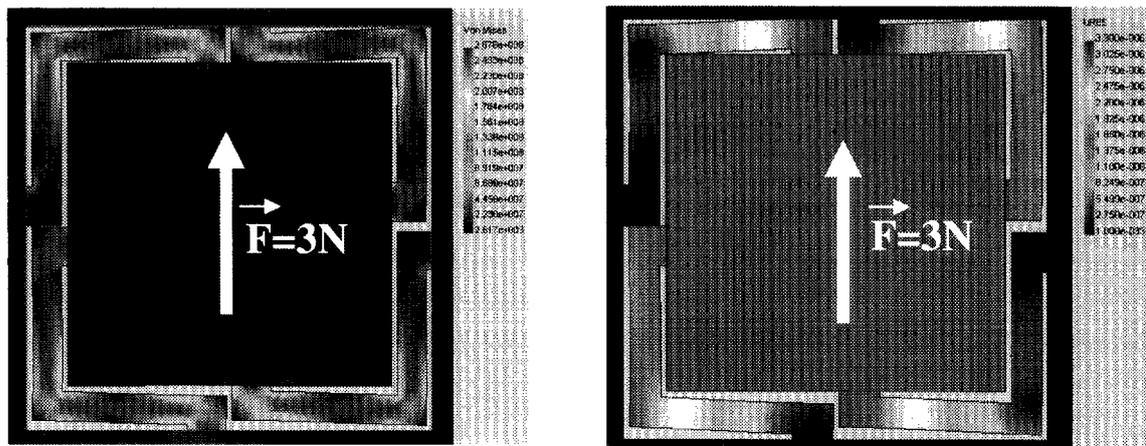


Figure 2-7 : Simulation des contraintes mécaniques et du déplacement du corps d'épreuve pour des branches de 150μm et une force maximale de F=3N

Après le choix de cette valeur de largeur pour les bras, on obtient une distance $L_f = 705\mu\text{m}$ entre le bord du corps d'épreuve (tranchée comprise) et le bords de la puce. En plus de cette distance on prend comme hypothèse que les tissus vont être manipulés avec le premier tiers de la pince et qu'il faut des calles carrées avec une taille minimale de $500\mu\text{m}$ de coté. Dans ce cas, le bras inférieur est à une distance de 3,3mm du bord supérieur de la puce, d'où une position, pour le centre de la zone de collage, à 2,2mm du bord supérieur de la puce. Avec l'ensemble de ces valeurs, il possible de placer correctement le corps d'épreuve et de l'entourer d'un nombre maximum d'électrodes pour la détection capacitive.

2.4.3 Géométrie des électrodes capacitives

Le premier objectif de notre conception était de placer le plus d'électrodes possible autour du corps d'épreuve. Sa réalisation dépend du déplacement maximal du corps d'épreuve et des erreurs d'assemblage inévitablement liées à la procédure de collage. En théorie, le déplacement du corps d'épreuve est $\pm 3,6\mu\text{m}$, mais pour des questions de sécurité on arrondit cette valeur à $\pm 5\mu\text{m}$. Le collage des deux niveaux du capteur va être effectué par un machine de Flip Chip dont la résolution affichée est de $3\mu\text{m}$.

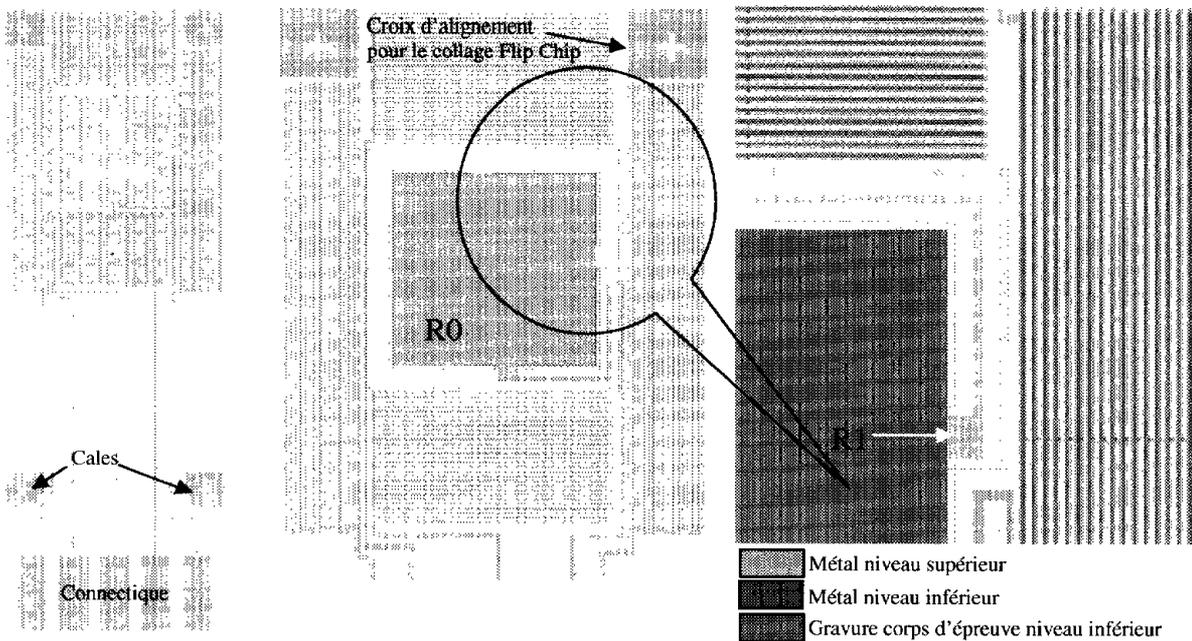


Figure 2-8 : Agencement des électrodes de détection capacitive autour du corps d'épreuve

Comme précédemment on décide de prendre une sécurité en considérant cette résolution de $\pm 5\mu\text{m}$. Afin d'avoir une certitude sur le recouvrement au repos et en mouvement des deux peignes d'électrodes (peigne niveau supérieur et niveau inférieur), on fixe la largeur des électrodes à $20\mu\text{m}$ avec espace entre chacune de $20\mu\text{m}$. Avec la prise en compte de l'espace disponible et du routage, on obtient une première version de masque illustrée par la figure 2-8. Les électrodes des deux niveaux sont inter-digitées avec un recouvrement au repos de $10\mu\text{m}$. Un sur-recouvrement de $10\mu\text{m}$ a été réalisé aux extrémités des électrodes pour qu'elles ne soient pas sensibles dans le sens de la longueur. La zone mobile et de collage correspond à la référence commune des quatre peignes d'électrodes capacitifs. Toutes les électrodes du niveau supérieur sont donc au même potentiel et sont connectées au niveau inférieur via la zone mobile par un collage conducteur. Le routage de la zone de collage est réalisé par des lignes de métal passant sur les branches du corps d'épreuve. Les peignes sont agencés en

opposition de telle sorte que l'on puisse, si on le souhaite, mesurer les variations capacitives de façon différentielle. Leur disposition permet d'avoir les caractéristiques géométriques suivantes :

Peignes C1 et C4 :

Nombre : 29 électrodes,

Dimension : $1923\mu\text{m} \times 20\mu\text{m}$

Surface active $S_{1\&4}$ au repos : $279,10^3\mu\text{m}^2$

Peignes C2 et C3 :

Nombre : 16 électrodes,

Dimension : $3825\mu\text{m} \times 20\mu\text{m}$

Surface active $S_{2\&3}$ au repos : $306,10^3\mu\text{m}^2$

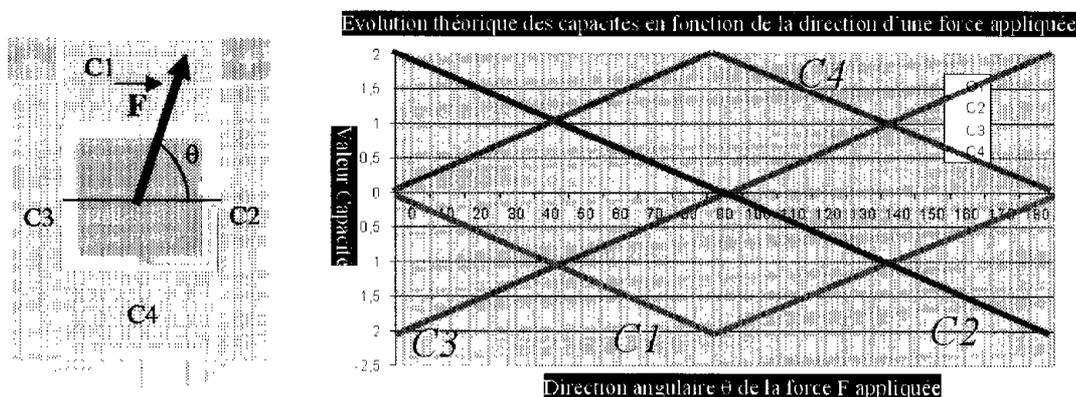


Figure 2-9 : Evolution théorique des électrodes capacitives C1, C2 C3 et C4 en fonction de la direction de la force appliquée sur le capteur

Les surfaces actives $S_{1\&4}$ et $S_{2\&3}$ sont très proches afin d'avoir des variations capacitives similaires quelles que soient les directions de l'application de la force.

La variation capacitive, associée à ces surfaces, est fonction des paramètres technologiques de réalisation (épaisseur des oxydes d'isolation, surface des électrodes et du routage, isolation électrique...). Dans la théorie, les variations capacitives doivent évoluer de façon linéaire en fonction de l'orientation de la force. La figure 2-9 illustre l'évolution théorique des quatre zones de mesure lorsque le corps d'épreuve se déplace d'une valeur donnée. L'échelle des valeurs capacitives du graphique n'est qu'indicative, elle est fonction des paramètres cités ci-dessus et de la distance entre les deux niveaux. Afin de mieux appréhender le fonctionnement complet du système, une étude de ces paramètres doit être faite pour évaluer les capacités parasites qui s'ajoutent à celles que l'on souhaite mesurer.

2.4.4 Evaluation des capacités

Les caractéristiques électriques des matériaux induisent des capacités parasites entre les électrodes et le silicium des puces. Le montage complet des deux niveaux du capteur peut être symbolisé par le schéma capacitif équivalent de la figure 2-10.

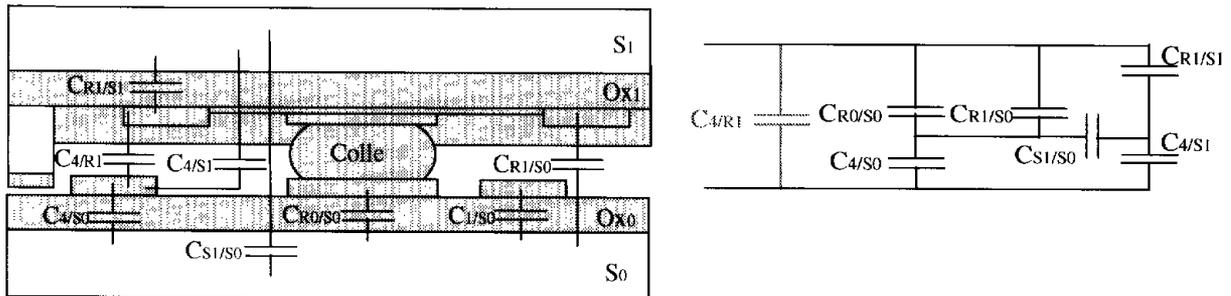


Figure 2-10 : Schéma capacitif du capteur d'effort sur l'électrode C4. On retrouve le même schéma pour chacune des zones de détection capacitive C1, C2, C3, C4 (les références R0 et R1 sont au même potentiel électrique).

Si on considère que le système est complètement isolé ($S0$ et $S1$ à la masse), les capacités des électrodes sont fonction des épaisseurs d'oxyde de silicium et de la distance qui sépare les électrodes des niveaux inférieur et supérieur. Dans une première approche nous avons estimé pouvoir réaliser un capteur dont les valeurs des capacités évolueraient dans une plage de 2,6pF à 5,6pF en fonction des forces appliquées. Mais on comprend bien qu'il est difficile de placer à la masse le niveau supérieur. La mise à la masse de la face arrière du niveau supérieur, implique l'utilisation d'un fil très souple afin que sa rigidité n'interfère pas avec celle du corps d'épreuve. Une seconde solution serait de réaliser un plot de connexion au niveau de la zone mobile de collage. Le contrôle précis du collage étant extrême difficile, cette solution ne serait possible que par l'utilisation d'une soudure métal/métal sans colle. Nous avons donc choisi dans un premier temps de s'affranchir de l'isolation de la puce en silicium du niveau supérieur : seul la face arrière du niveau inférieur est reliée à la masse et le schéma équivalent est celui de $C_{4R1/R1}$ en parallèle à $C_{R1/S1}$ qui est série avec $C_{4/S1}$. La capacité totale de chaque électrode augmente, mais en contre partie leur sensibilité diminue. On évalue une variation linéaire de valeur de l'électrode C4, pour un déplacement de $+3,6\mu\text{m}$, entre 7,35pF et 7,83pF. Cette plage de valeur très faible nécessitera un dispositif de mesure adapté et très proche du capteur afin de s'affranchir de toute perturbation.

2.4.5 Etapes technologiques

- *Premier niveau du capteur*

Le premier niveau est constitué d'une puce de $3,5 \times 10 \text{mm}^2$ de silicium dopé à 10^{15} (Cf. Figure 2-11). La première étape réalise, après un nettoyage RCA, une oxydation thermique de $1 \mu\text{m}$ pour créer une couche d'accroche et d'isolation. Suite à cette étape on effectue une photolithographie avec la résine AZ-5214 (Masque 1). Cette résine permet de réaliser un premier niveau de métal avec un lift-off de titane/or (épaisseur titane : $0,1 \mu\text{m}$, épaisseur or : $0,8 \mu\text{m}$). Ce niveau correspond à la réalisation des électrodes capacitives C1, C2, C3, C4, et l'électrode de référence R0. L'étape suivante consiste à attaquer l'oxyde en face arrière et à effectuer une gravure profonde au moyen de la RIE pour former le corps d'épreuve. Cette gravure utilise un procédé développé par l'équipe technique TEAM du LAAS/CNRS à partir d'une étape de photolithographie avec une résine PLP100 (Masque 2). Le procédé permet de graver, sur toute l'épaisseur d'un wafer, des motifs très fins. Une dernière étape consiste à réaliser un dépôt pleine plaque d'un alliage or/antimoine pour créer un contact électrique en face arrière du substrat.

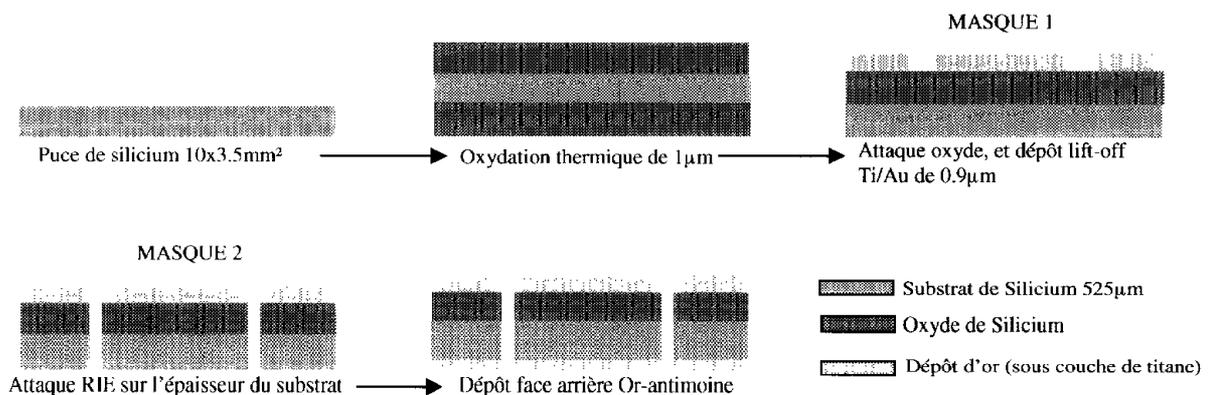


Figure 2-11 : Etapes technologiques pour la réalisation de la partie inférieure du capteur

- *Second niveau du capteur*

Le second niveau est constitué d'une puce de $3,5 \times 8 \text{mm}^2$ de silicium dopé 10^{15} (Cf. Figure 2-12). La première étape grave la puce par RIE sur $1 \mu\text{m}$ de profondeur (photolithographie avec une résine AZ-1529: Masque 3). On réalise ainsi un évidement pour la formation des cales. Ensuite, identiquement au niveau inférieur, on effectue un RCA avec oxydation thermique de $1 \mu\text{m}$. On poursuit avec un lift-off de titane/or (épaisseur titane : $0,1 \mu\text{m}$, épaisseur or : $0,8 \mu\text{m}$). Ce niveau correspond à la réalisation de l'électrode de référence R1 (photolithographie avec

résine AZ-5214 inversée: Masque 4). Afin d'isoler l'électrode, pour éviter des courts circuits lors du collage, on dépose par PECVD à 300°C (pour ne pas détériorer l'or), un oxyde de silicium sur 1µm d'épaisseur. Une dernière gravure humide de 1µm au buffer HF permet de dégager l'oxyde présent sur la zone de collage (photolithographie avec une résine AZ-1529 : Masque 5).

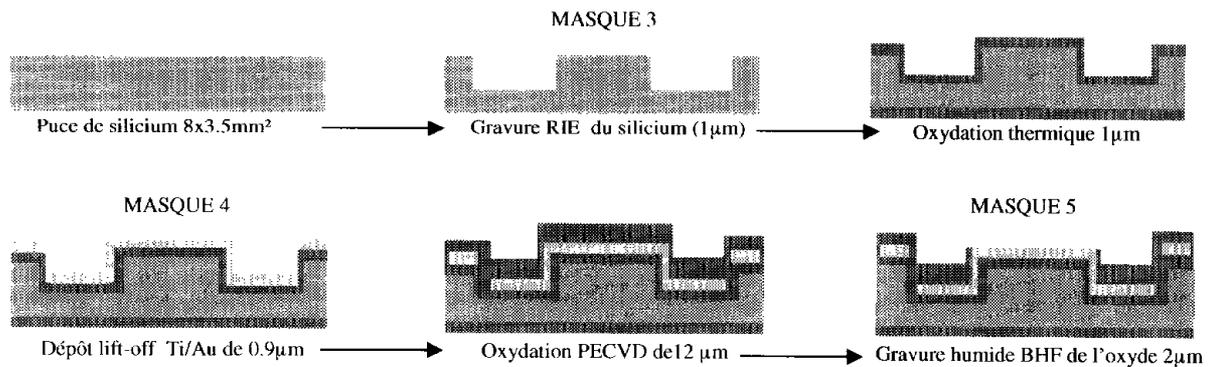


Figure 2-12 : Etapes technologiques pour la réalisation de la partie supérieure du capteur

- **Montage des deux niveaux**

Les deux puces sont montées à partir d'une technologie Flip Chip (Cf. Figure 2-13). Cette technique permet de déposer une très faible quantité de colle au centre de la zone de référence R0 et de déposer, par un bras robotisé, la puce supérieure en la positionnant au moyen des croix d'alignement. La machine de Flip Chip permet de réaliser une chauffe en direct afin de polymériser la colle conductrice. Elle applique, en parallèle à la phase de polymérisation, une force de contact pour supprimer le jeu entre les deux niveaux. La cavité de 1µm, laissée dans le niveau supérieur, doit permettre à la colle de former une couche étalée sur la zone de collage. Nous avons choisi cette méthode de montage dans un premier temps car elle rentrait dans le domaine des pratiques de l'équipe technique TEAM du LAAS/CNRS à l'époque de la réalisation du capteur. Néanmoins il est aussi possible d'envisager cette étape en réalisant un assemblage au moyen d'une soudure or/or (L. K. Cheah et al.,).

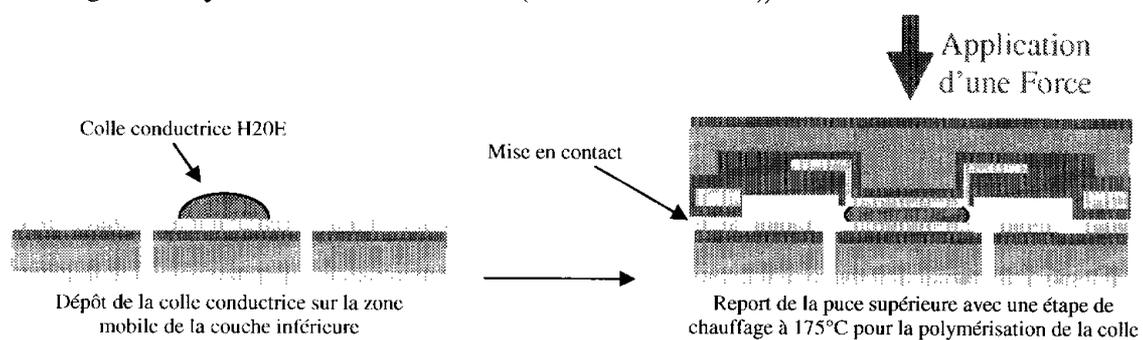


Figure 2-13 : Assemblage des deux couches silicium du capteur par FLIP-CHIP

Les étapes technologiques présentées ici correspondent à la fabrication du modèle théorique établi dans la phase de conception. Au travers de la phase de réalisation, nous avons été confrontés à plusieurs difficultés qui ont fait évoluer certaines étapes technologiques et le choix des substrats utilisés.

2.5 Réalisations technologiques

La réalisation technologique du capteur s'est faite en deux étapes : la première a consisté à fabriquer exclusivement le niveau inférieur du capteur, afin de valider les simulations effectuées sur le corps d'épreuve durant la phase de conception. La seconde étape a vu la réalisation complète d'un capteur à partir de modifications faites sur les choix initiaux de la phase de conception.

2.5.1 Réalisation du niveau inférieur

Pour le premier niveau, la réalisation des électrodes en titane/or n'a présenté aucune difficulté particulière et reste une procédure très simple qui utilise les propriétés réversibles de la résine AZ-5214 pour faire un lift-off. Après la procédure de photolithographie, on utilise un bain d'acétone et des ultrasons pour enlever la plus grosse partie de résine protectrice AZ-5214. Un passage dans un plasma O₂ durant 5 minutes permet de supprimer les résidus de résine restants.

La réalisation du corps d'épreuve s'est avérée beaucoup plus critique car la surface qu'il représente est très faible par rapport à l'ensemble du substrat 4'' de silicium. Dans ce cas, les 20 μ m de résine PLP100, utilisée pour l'étape de photolithographie, sont attaqués de façon excessivement importante par les ions de la gravure RIE. Le temps de gravure devient limité car la résine est totalement éliminée avant que les motifs du corps d'épreuve soient libérés du substrat de silicium. La largeur de gravure étant de $e=30\mu$ m, la profondeur des tranchées réalisées est pratiquement impossible à mesurer avec un profilomètre optique ou mécanique. Après cette première gravure, nous avons donc réalisé une seconde gravure RIE pleine plaque en face arrière pour découvrir les motifs. A la fin de cette gravure, l'épaisseur restante du substrat est de 480 μ m. Des essais préliminaires, au moyen de masses calibrées, d'un support de 2kg en laiton et d'un profilomètre optique, ont permis d'apprécier les côtes dimensionnelles du corps d'épreuve après la RIE, ainsi que ses déformations lors de l'application d'une force. A partir de quelques points nous avons obtenu la courbe de déformation du corps d'épreuve illustrée par la figure 2-14.

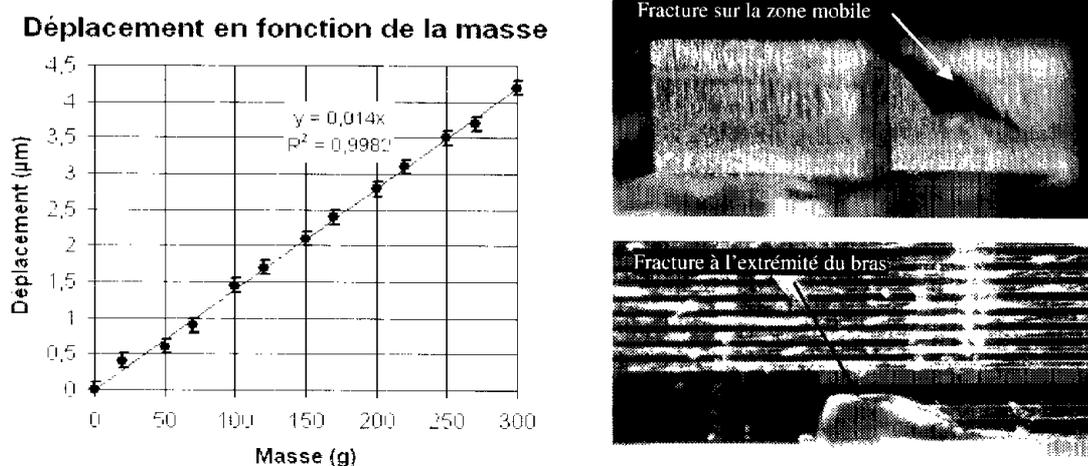


Figure 2-14: Déformation d'un corps d'épreuve (branche de largeur $D_b=0,141$, longueur $L_b=0,662$, épaisseur= $0,480\text{mm}$) et photo de la fracture d'une branche au delà d'une force de 3N.

Cette déformation du corps d'épreuve, dont chaque branche mesure approximativement $0,141 \times 0,662 \times 0,480\text{mm}^3$, est linéaire et sa rupture apparaît pour l'application d'une force de 3N avec un déplacement maximal de $4,1\mu\text{m}$. On remarquera sur la photo que la forme de la fracture est en diagonale. Cette orientation montre que la direction de l'effort, que l'on applique sur le corps d'épreuve, n'est pas exactement dans le plan et que la partie mobile subit, en partie, un arrachement vertical. Néanmoins ce premier test montre la bonne résistance du corps d'épreuve aux efforts importants pour un déplacement mesurable intéressant. On imagine donc qu'en utilisant des résines plus épaisses il sera possible de graver totalement le substrat avec de fines largeurs de motif. Malgré ces résultats encourageants, l'utilisation des modèles de simulation soulève une inquiétude : les résultats, à partir des dimensions de ce premier corps d'épreuve, donnent un déplacement proche de $5\mu\text{m}$ et une contrainte de 312N/mm^2 pour un effort de 3N. Ces résultats sont à première vue difficilement interprétables. Avant de pousser plus loin l'investigation, nous avons décidé de réaliser un nouveau capteur en utilisant des substrats de $325\mu\text{m}$ d'épaisseur en remplacement des substrats de $525\mu\text{m}$ (Après une mesure expérimentale, on trouve une épaisseur réelle de $340\mu\text{m}$, ce risque d'erreur est spécifié sur l'emballage par le fondeur). Notre première réalisation ayant montré une perte de $9\mu\text{m}$ ($141\mu\text{m}$ au lieu de $150\mu\text{m}$) sur la dimension de la largeur des bras, nous l'avons augmentée sur une nouvelle version des masques afin d'avoir une largeur de bras proche des $150\mu\text{m}$. Pour essayer d'amplifier le débattement du corps d'épreuve, nous avons aussi augmenté légèrement la longueur de bras à $660\mu\text{m}$. Ces nouveaux choix permettront de réaliser le capteur dans de meilleures conditions et avec un temps de gravure réduit. En contre partie, la réduction de l'épaisseur et la nouvelle longueur de bras change la plage de mesure

du capteur. D'après le model simplifié du paragraphe 2.4.2, la force mesurable avant rupture sera entre 0N et 2,3N pour une contrainte proche de celle trouvée dans le cas précédent. Le temps de gravure ainsi obtenu est beaucoup plus faible : 3h30. De plus, un nouveau procédé, développé par l'équipe TEAM du LAAS/CNRS, a permis d'utiliser une résine AZ-4562. Cette résine est plus classique que la résine PLP100 et demande, pour une même épaisseur de 20 μ m, un temps de recuit beaucoup plus faible. Dans le but de valider le nouveau corps d'épreuve, nous avons réalisé la même étude que précédemment sur quatre cas différents. La moyenne des résultats de déplacement obtenus est illustrée par la courbe de la figure 2-15, avec une vue au MEB de la face arrière du corps d'épreuve.

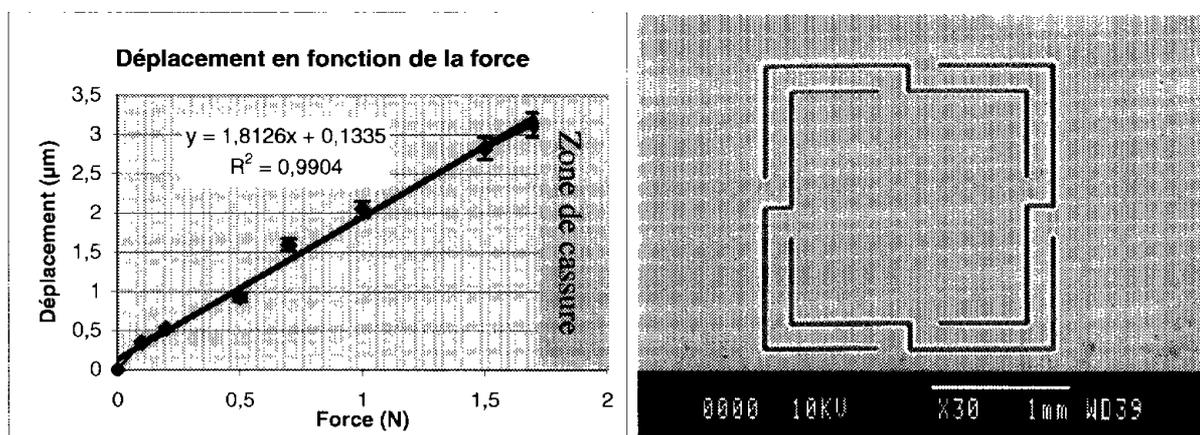


Figure 2-15 : Déformation d'un corps d'épreuve (dimensions moyennes des branches : 0,148x0,671x0,340mm³) pour une force maximale avant rupture de 1,7N.

La courbe moyenne relevée montre un déplacement de 3,1 μ m pour une force maximale, avant un risque de rupture, de 1,7N pour les quatre cas étudiés. Parallèlement, une étude destructive a montré que le corps d'épreuve pouvait subir une force verticale supérieure à 2N avant l'arrachement complet de sa zone mobile. Comme le montre la figure 2-16, les branches du corps d'épreuve ont été largement attaquées en fin de gravure (présence de « notching »). Elles mesurent en moyenne, sur les quatre capteurs étudiés, 0,148x0,671x0,340mm³. Le « notching » est un phénomène de sous gravure qui apparaît lorsque les ions sont stoppés par une couche plus résistante que le silicium (Exp. : oxyde de silicium, nitrure de silicium, résine pour le collage...). Il y a alors une accumulation des charges qui accélère la gravure du silicium au fond des motifs. Dans notre cas, cette accumulation que nous n'avons pas totalement contrôlée, réalise une sous gravure d'une largeur de 10-20 μ m sur 10 μ m de hauteur. Sur l'image MEB on remarque aussi que la largeur des tranchées (~35 μ m à 38 μ m) a subi une réduction mais en moindre grande proportion en comparaison avec les branches. On peut répondre à cette observation, en supposant que les branches du corps d'épreuve étant des

motifs plus fins que le reste du substrat, elles ont été moins facilement refroidies et se sont donc sur-gravées plus rapidement

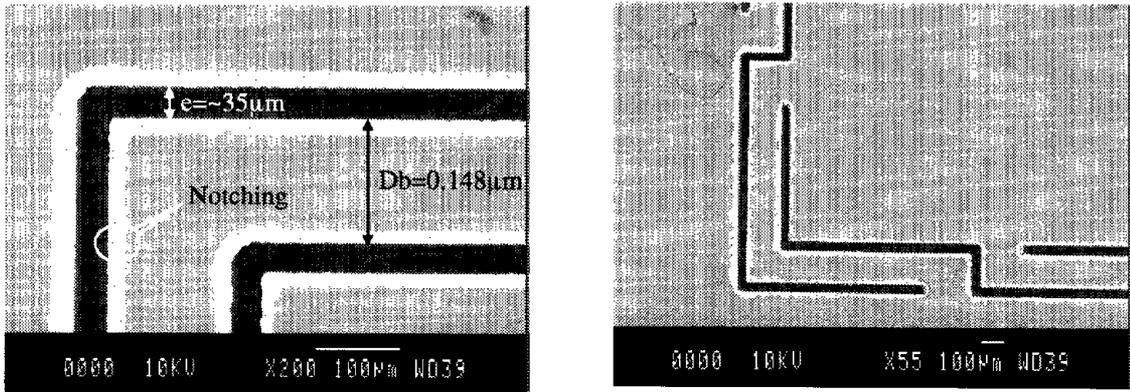


Figure 2-16 : Illustration des branches après la RIE : dimensions moyennes des branches : $0.148 \times 0.671 \times 0.340 \text{mm}^3$) et présence d'un « notching » entre 10 et 20 μm .

Comme dans le cas précédent, les modèles de simulation ne sont pas cohérents avec la mesure expérimentale des déformations du corps d'épreuve. On trouve en théorie, avec les dimensions mesurées sur les quatre derniers corps d'épreuve après la gravure, un déplacement maximal de $3,6 \mu\text{m}$ pour une force de $1,7 \text{N}$. Dans les deux cas traités, le seul élément identique étant le module de Young du silicium, nous avons décidé d'effectuer au CNES, sur le substrat utilisé pour la réalisation des capteurs, un test de nano-indentation (Rigo S. et al., 2004). Deux tests, effectués sur un substrat vierge et un substrat terminé, ont donné comme résultat un module de Young variant de 170N/mm^2 à 180N/mm^2 et une dureté entre $12,8 \text{N/mm}^2$ et $13,5 \text{N/mm}^2$.

En réutilisant ces nouvelles valeurs du module de Young, le modèle simplifié affiche des valeurs de déplacement entre $2,75 \mu\text{m}$ et $2,6 \mu\text{m}$ pour une force de $1,7 \text{N}$ (capteur avec des branches de $0,134 \times 0,656 \times 0,480 \text{mm}^3$). Ces résultats, légèrement plus en accord avec ceux des essais, montrent la variation des valeurs des constantes mécaniques qui peut exister entre les valeurs théoriques et l'expérience. Ces premiers tests ont permis d'évaluer les contraintes maximales admissibles par le silicium sur ce genre de structure : entre 230N/mm^2 et 310N/mm^2 . On remarque que ces valeurs restent plus en accord avec notre hypothèse de départ basée sur les travaux de (Steinzig M. et Swensen E., 2000).

A partir de la validation de cette première réalisation, nous avons ensuite travaillé à la fabrication du niveau supérieur du capteur et à son montage sur le niveau inférieur.

2.5.2 Réalisation du niveau supérieur

La réalisation du niveau supérieur n'a présenté aucune difficulté particulière, les étapes technologiques étant conformes à celles décrites dans la phase de conception. Néanmoins, les électrodes et la zone de collage étant à une différence de hauteur proche de $1\mu\text{m}$, il faut vérifier, par un simple test sous pointe, qu'il y a bien une conductivité électrique entre ces points après l'étape du lift-off titane/or. Après le dépôt d'oxyde par PECVD, la seconde précaution à prendre, concerne l'attaque chimique utilisée pour ouvrir le contact électrique de la zone de collage (temps d'attaque : 8-10mn). Il faut contrôler correctement cette étape afin que le Buffer HF n'attaque pas l'oxyde au delà de la zone d'or. Un temps d'attaque excessif risquerait d'abîmer, par un phénomène de sous gravure, la couche de titane au niveau de la zone de collage.

2.5.3 Assemblage des deux niveaux de silicium

Après les étapes technologiques décrites précédemment, nous avons découpé à la scie diamantée les puces correspondantes à chacun des deux niveaux. La puce supérieure mesure $8 \times 3,5\text{mm}^2$ afin de ne pas recouvrir totalement la puce inférieure qui mesure $10 \times 3,5\text{mm}^2$ et qui contient les électrodes de connexions pour l'électronique de mesure (Cf. figure 2-17). On distingue, notamment sur la photos de droite, l'effet de sous gravure qu'il peut apparaître sur l'électrode de collage du niveau supérieur (petites zones brillantes et décollement de l'or).

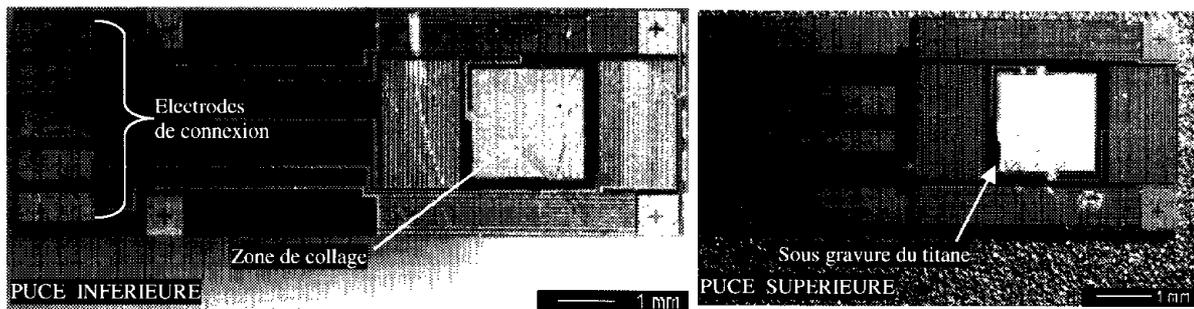


Figure 2-17 : Photos des puces réalisées avant leur phase de montage à partir du flip-chip.

Le montage des deux niveaux est réalisé au moyen d'une machine de flip chip (FC 100) qui peut manipuler, avec des bras porteurs motorisés et équipés d'une mise sous vide, chacune des puces et les positionner l'une par rapport à l'autre avec une précision d'alignement affichée de $\pm 3\mu\text{m}$. Lors de l'assemblage il est possible de contrôler plusieurs facteurs : la quantité de colle déposée sur la zone de collage, l'alignement au moyen des mires réalisées

dans les coins du capteur, la pression exercée lors de ma mise en contact des deux niveaux et la rampe de température pour polymériser la colle lors de la mise en contact.

Le point le plus critique est la calibration de la quantité de colle que l'on souhaite déposer sur la zone de collage. La colle conductrice H20E est sous forme d'un bi-composant que l'on mélange et dépose au fond d'une seringue. Un dispositif de pompe contrôlé, génère une pression qui pousse la colle en dehors de la seringue. En fonction de la pression et de son temps d'application, une quantité plus ou moins importante se trouve déposée sur la surface de collage. Ce dépôt étant fonction de paramètres physiques, comme la température, la pression atmosphérique... il est nécessaire d'effectuer une phase de calibration avant chaque série de montage. Pour ce faire, on utilise des puces de test en verre dont la transparence permet d'apprécier l'étalement de la goutte de colle lors du collage. Cette étape permet de régler les paramètres de dépôt avant le montage des puces : il faut un collage homogène avec aucun risque d'obstruction des branches du corps d'épreuve par une sur-abondance de colle. La figure 2-18 montre l'étalement de la colle au travers d'une puce de test en verre, ainsi que le capteur assemblé après le collage.

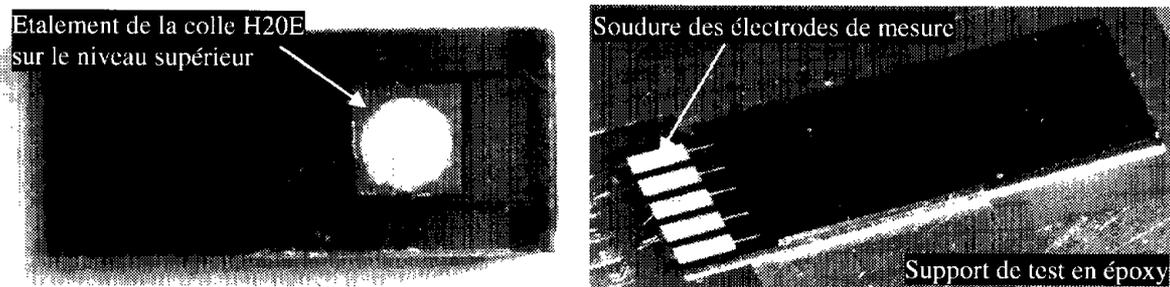


Figure 2-18 : Photos de l'étalement du collage et d'un capteur assemblé sur un support époxy.

A partir des indications du constructeur, nous avons effectué la polymérisation de la colle H20E avec une rampe en température qui monte à 175°C pendant 45s. La montée en température est réalisée grâce à des lampes halogènes haute puissance, situées au niveau du bras porteur de la machine de flip chip. Lors du collage, la force appliquée sur le capteur a été fixée à 50g afin d'éviter la mémorisation d'une contrainte trop importante entre le niveau supérieur et le niveau inférieur. Cet effet mémoire du collage pourrait créer des frictions élevées et freiner le déplacement mécanique du corps d'épreuve.

La méthode d'assemblage a été validée en appliquant un effort de traction important sur le niveau supérieur: le collage réalisé s'est avéré très résistant car le corps d'épreuve s'est toujours brisé avant la moindre apparition d'un décollement du niveau supérieur.

Une fois que le capteur est assemblé, il est collé sur un support en époxy/cuivre/or afin de relier sa connectique de sortie à un dispositif de mesure capacitif et la face arrière de son niveau inférieur à la masse. A partir de cet assemblage nous avons mis en place une structure de test permettant d'évaluer le fonctionnement du capteur.

2.6 Essais expérimentaux

Pour tester et calibrer le capteur, nous avons développé une platine d'essais permettant de lui appliquer une contrainte mécanique dans toutes les directions de son plan horizontal. Comme nous l'avons vu précédemment, les déplacements du capteur sont relativement faibles (de l'ordre que quelques micromètres) : pour que la calibration et que les spécifications demandées soient valides (sensibilité à 10g), il nous fallait environ 50 à 100 mesures sur toute la plage de détection du capteur, soit, pour une course de 3 μ m, un incrément de 30nm à 60nm. Nous avons donc travaillé à une structure mécanique conçue spécialement pour de très faibles déplacements.

2.6.1 Plate-forme de test et de calibration

La plate-forme que nous avons réalisée a été appliquée suivant deux objectifs : le premier est l'évaluation du fonctionnement du capteur et le second est une calibration automatique afin d'avoir une cartographie des efforts mesurables pour chacun des capteurs.

Comme le capteur comporte 2 axes de détection, nous avons effectué les mesures selon ces 2 axes. Guidé par les coûts, nous avons conçu la plate-forme de test avec un élément rotatif (une table de rotation de précision) et un élément linéaire (un vérin linéaire nanométrique).

- **La table de rotation :**

Il s'agit d'un plateau tournant provenant du fabricant Microcontrol Inc. (MIC-WEB). Ce composant offre une résolution angulaire de 0,01° obtenue par un moteur pas-à-pas fonctionnant en boucle ouverte en mode demi-pas. Ce plateau est doté d'un capteur d'origine et autorise une rotation continue de 360°.

- **Le vérin nanométrique :**

Le vérin nanométrique provient du même fabricant que la table tournante. Etant donné la résolution à atteindre (30nm sur l'axe linéaire), le fabricant ne propose qu'un type de produit : les vérins électrostrictifs AD. Ces vérins procurent à moindre coût la précision de positionnement nanométrique des composants piézoélectriques conventionnels sans leurs

problèmes habituels: hystérésis, glissement, stabilisation, tension élevée. Ils sont encapsulés dans un module compact comportant des matériaux céramiques électrostrictifs très évolués. Le vérin que nous avons choisi permet de réaliser des applications exigeant un incrément de déplacement minimum de 0,04 μm , avec une plage d'utilisation de 0 à 30 μm . Ce déplacement minimal permettra la réalisation de 75 points de mesure.

- **Principe de fonctionnement et réalisation :**

Nous reconnaissons sur la figure 2-19 les éléments que nous avons décrits plus tôt : la table tournante, et le vérin nanométrique.

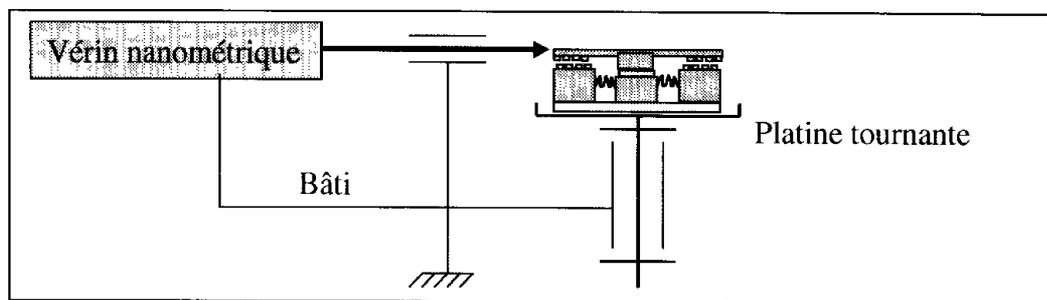


Figure 2-19: Architecture de la plate-forme de calibration du capteur d'effort.

Le principe de fonctionnement du banc est assez simple : le capteur à calibrer est monté fixe sur la table rotative. Un système à liaison pivot permet de venir « pousser » sur le capteur à l'aide du vérin nanométrique. Il est ainsi facile d'en déduire la caractéristique du capteur en coordonnées polaires : **Valeurs des Capacités du capteur = f (Angle, déplacement).**

On en déduit la caractéristique : **Valeur Capacité du capteur = f (Angle, effort appliqué)**

Cette dernière est obtenue en ayant au préalable calibré grossièrement le capteur à l'aide de masses marquées pour déterminer la relation entre le déplacement et la force appliquée. Une autre alternative serait d'intégrer un capteur étalon dans la tige qui pousse sur le capteur.

La réalisation complète du système est montrée sur la figure 2-20. L'ensemble mécanique réalisé est commandé au moyen d'une interface utilisateur, programmée en VC++ 6, et d'une carte à microcontrôleur qui gère par un bus I2C et des liaisons séries l'ensemble des boîtiers de contrôle moteur. Le capteur se loge dans un emplacement avec des griffes afin de l'immobiliser et de lui appliquer les déformations au moyen d'une tige montée sur un guide à bille. L'interface informatique permet de lancer des procédures de tests en boucle ou en mode pas-à-pas et d'enregistrer au moyen d'une carte de conversion analogique/numérique les signaux issus du système de mesure capacitif connecté au capteur.

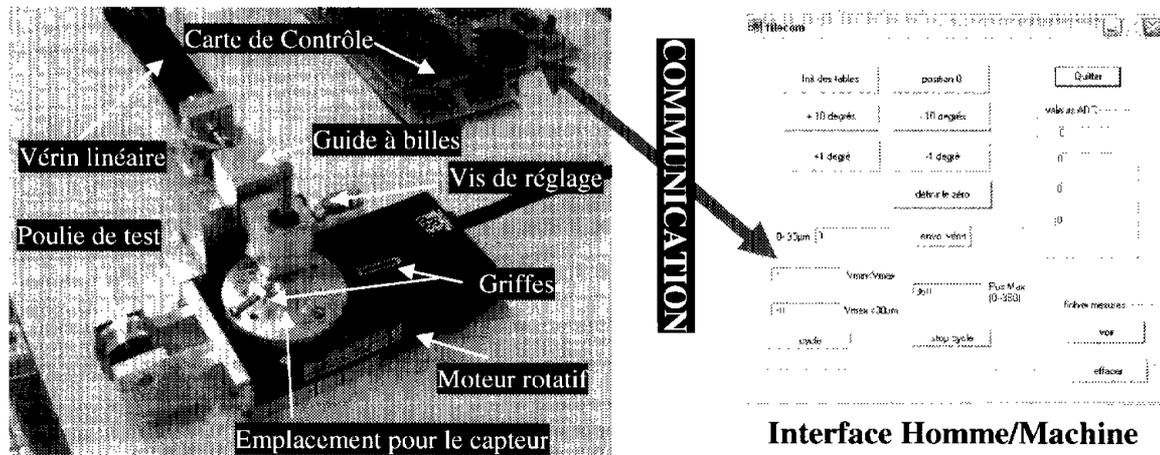


Figure 2-20 : Réalisation complète du système de calibration avec son interface informatique.

2.6.2 Circuit de mesure des électrodes capacitives

Pour mesurer le comportement du capteur nous avons choisi d'utiliser un circuit MS3110 d'Irvine Sensor (IRV-WEB) dédié à la mesure capacitive et utilisé généralement pour des accéléromètres. Ce circuit intégré présente l'intérêt particulier d'être disponible sous forme de puce nue (Dimensions : 2mmx2mm) pour moins de 20€ à l'unité. Il sera donc facile, si besoin, de l'intégrer à proximité du capteur d'effort. Le circuit MS3110 se présente aussi en boîtier SOIC 16 broches, utilisable avec sa carte de développement MS3110BDPC. Il s'alimente en 5v et possède une liaison série permettant de contrôler les paramètres de détection capacitive : plage de mesure, sensibilité, gain, fréquence de détection, équilibrage... Il possède deux entrées permettant d'effectuer des mesures absolues ou relatives avec la possibilité d'équilibrer, au moyen d'un réseau de capacités internes réglables numériquement (de 0 à 9,7pF sur l'entrée 1, de 0 à 1,2pF sur l'entrée 2), les différences de valeurs entre deux capacités à détecter. Sa sensibilité affichée est de $4\text{aF}/\text{Hz}^{1/2}$ en fonction de la plage de mesure utilisée (plage réglable de 0 à 19,5pF) et de la fréquence d'échantillonnage (réglable de 0,5KHz à 8KHz). Le signal de sortie obtenu est sous forme analogique de 0 à 5V et répond à l'équation 2-4 (il est possible de centrer le signal de sortie à 2,25V pour une mesure différentielle). La tension de référence interne V_{ref} du circuit est de 2,25V et le gain variable de 2 à 4.

$$V_{out} = V_{ref} \cdot (1 + GAINSEL) \cdot \frac{(CS_2 - CS_1)}{CF} + V_{ref} \quad \text{Equation 2-4}$$

Pour avoir un signal de sortie de 1v/pF, il faut se placer sur une plage de mesure $CF=5.13\text{pF}$ avec un gain de 2 ou sur une valeur de $CF=10,26\text{pF}$ avec un gain de 4.

La mesure des variations capacitives sur le capteur s'effectue de façon absolue avec des câbles souples coaxiaux de faible diamètre ($D=1\text{ mm}$, $L=20\text{ cm}$).

2.6.3 Campagne de mesure et détection des défaillances

Dans cette campagne de mesure, nous avons utilisé seulement la fonction de rotation de la plate-forme d'essais. Plusieurs masses marquées ont été attachées, au moyen d'un fil souple et de la poulie de test, à différents capteurs. Un balayage de 0 à 180° a été effectué pour chacune des masses utilisées. Lors du branchement de capteur sur l'entrée de CS2 de la carte de mesure, il a été nécessaire de rééquilibrer le montage en rajoutant sur l'entrée CS1 une capacité de 25 pF . Les valeurs de capacités internes du circuit, ajustables numériquement, ont permis d'affiner le réglage de ce déséquilibre. On obtient des valeurs de capacités, pour les différentes électrodes de mesure du capteur, qui évoluent de 26 pF à 32 pF . Ces valeurs peuvent suggérer une mauvaise qualité du contact ohmique réalisé, à partir de colle conductrice H20E, en face arrière du niveau inférieur. Il est également possible qu'il existe d'autres capacités parasites mal identifiées lors de la phase de conception du capteur. A partir de plusieurs tests préliminaires nous avons fixé la valeur de plage de mesure à $CF=2.109\text{ pF}$, afin d'avoir une sensibilité de $2,42\text{ V/pF}$.

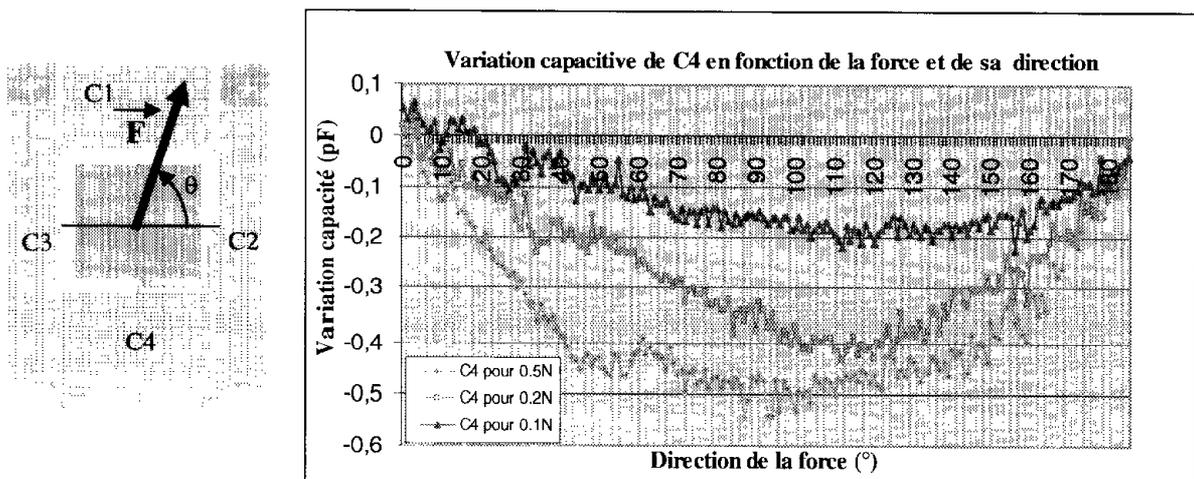


Figure 2-21 : Variation capacitive de l'électrode C4 en fonction de la force et de sa direction.

Cette première campagne de mesures s'est révélée en désaccord avec le modèle théorique. Une première série de mesure sur l'électrode C4, montre une évolution non linéaire des signaux de sortie en fonction de la force appliquée. De plus, ces signaux ne sont pas conformes au modèle théorique car il devrait augmenter dans la direction 90° et non diminuer comme le suggèrent les résultats expérimentaux (Cf. Figure 2-21). Le bruit important du signal de sortie est essentiellement dû à la résolution du convertisseur analogique/numérique

utilisé par la carte d'acquisition ($\Delta V = 0.02V$). Après un grand nombre de mesures réalisées sur une dizaine de capteurs, l'ensemble des résultats obtenus sont hétérogènes et évolues comme ceux de la figure 2-22-B. Les courbes sont le résultat de l'application d'une force de 0.5N et d'une rotation de 0 à 180° de la plate-forme.

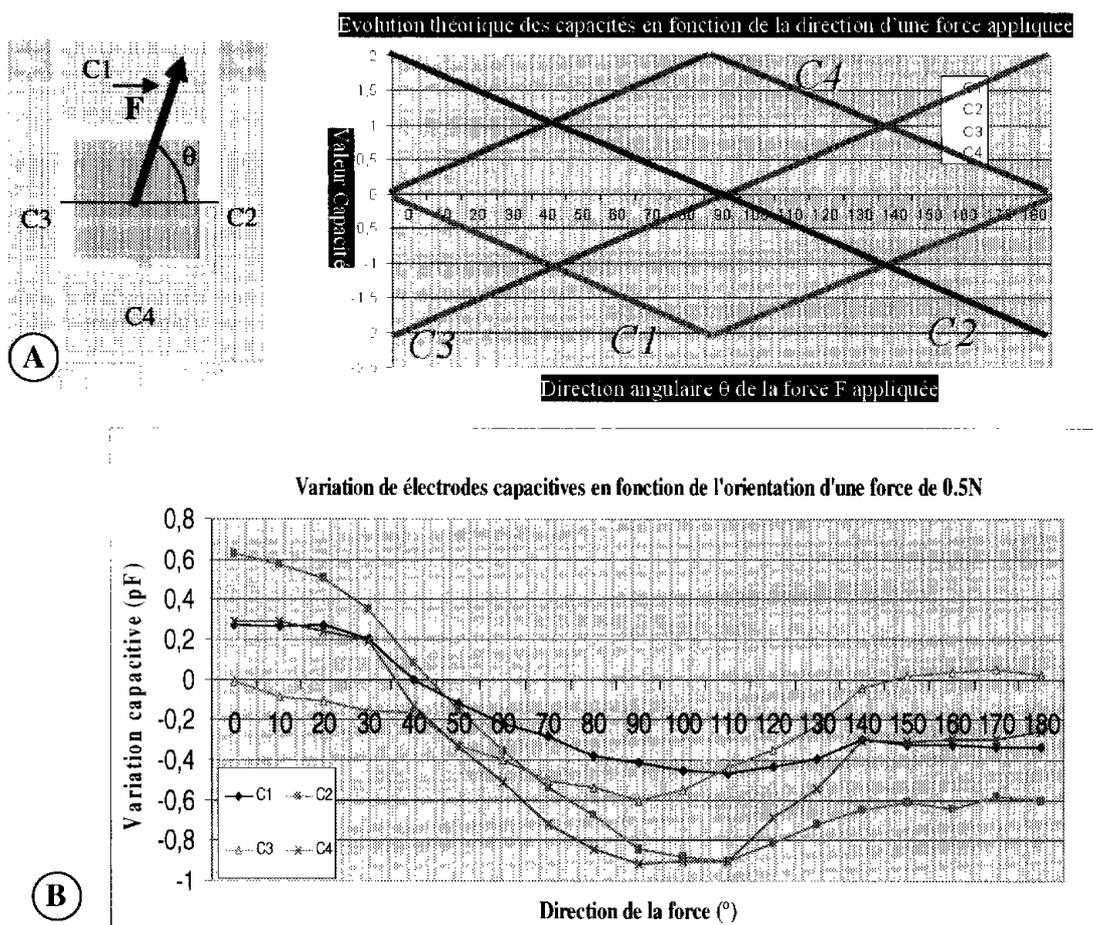


Figure 2-22 : Exemples de variations capacitives des électrodes C1, C2, C3 et C4. (A : courbes théoriques, B : courbes expérimentales pour une force de 0,5 N)

Les signaux de sortie sont encore plus en désaccord avec les modèles théoriques. Mais les différences d'amplitudes entre les signaux permettent d'émettre une hypothèse expliquant le dysfonctionnement du capteur. On remarque sur ce graphique que la valeur de C4 diminue beaucoup plus que C1 pour une même force dans une même direction. Cet écart important pourrait s'expliquer par une différence de distance entre les électrodes C1 et C4 vis-à-vis du niveau inférieur. Si les électrodes ne sont pas dans le même plan, le niveau supérieur se trouve alors dans une position inclinée favorisant en « x^{-1} » une zone de mesure plus qu'une autre (x : distance entre le niveau inférieur et supérieur). En appliquant cette hypothèse aux deux cas, on peut imaginer assez facilement que l'évolution des valeurs des capacités est régie par une compétition entre le recouvrement des peignes d'électrodes et leur distances relatives. Ainsi

les zones de mesures seraient beaucoup plus sensibles aux effets de rapprochement, induits par l'inclinaison du corps d'épreuve qui subit un couple de basculement, et moins sensibles aux effets de recouvrement des électrodes les unes par rapport aux autres, induits par une force de traction dans le plan.

En théorie, lors de l'assemblage avec la machine de 'flip chip', le montage final devait permettre d'avoir un contact glissant entre les deux niveaux du capteur. Afin de valider cette hypothèse, nous avons effectué un clivage du capteur pour réaliser au MEB une image en coupe.

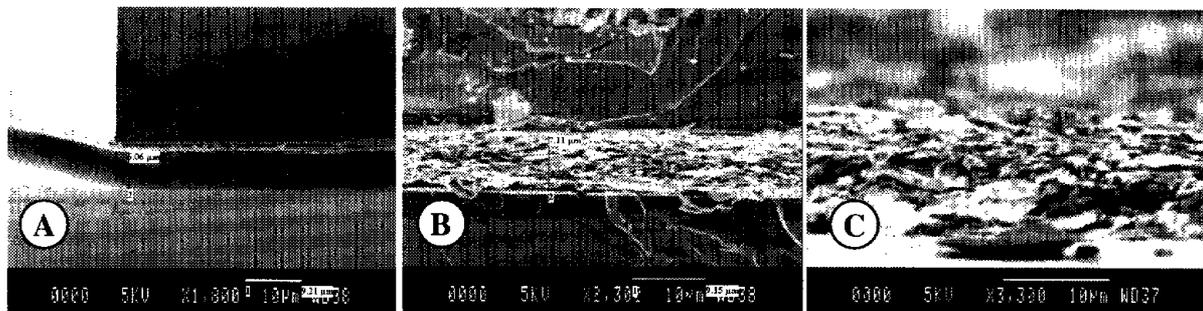


Figure 2-23 : Images MEB de la zone de collage : A : Distance entre le bloc mobile et le niveau supérieur (~6µm), B : Épaisseur de colle (~7µm), C : Particules d'argent de la colle (~3µm)

Le résultat obtenu, visible sur la figure 2-23, montre en réalité l'existence d'une forte épaisseur de colle d'environ 5µm à 7µm. Cette valeur importante rend impossible le contact entre les deux niveaux. L'image MEB de la colle H20E, montre que la taille des particules d'argent est proche des 2µm à 3µm d'épaisseur. Au travers de cette analyse on comprend mieux le comportement anarchique du capteur. Ce dernier, en fonction de l'étalement plus ou moins important de la colle H20E, est extrêmement plus sensible au tilt du niveau supérieur qu'à son déplacement horizontal. On imagine aussi que le collage doit être rarement plan : ceci implique, pour le capteur, une prédisposition à être plus sensible suivant certaines directions. A partir de ces résultats, l'hypothèse d'une compétition entre un recouvrement et un rapprochement des électrodes semble être réaliste. Afin de résoudre cette défaillance et les problèmes d'isolation, nous avons proposé de nouvelles solutions de conception.

2.6.4 Solutions proposées

Dans tous les essais précédents, nous n'avons pas mentionné la fragilité du corps d'épreuve. Il faut néanmoins souligner ce défaut important qu'il faudra corriger en essayant d'intégrer dans le montage des futurs capteurs, un système de calage empêchant les déplacements horizontaux au-delà des limites élastique du corps d'épreuve. Normalement ce calage aurait dû être

inhérent à la largeur de gravure du corps d'épreuve, mais l'usinage de tranchées de moins de $3\mu\text{m}$ est pratiquement irréalisable pour une profondeur au delà des $300\mu\text{m}$.

Afin de résoudre les problèmes d'isolation nous proposons d'utiliser, pour le niveau inférieur du capteur, un substrat de silicium fortement dopé à 10^{19} et, pour le niveau supérieur, un substrat de verre Pyrex® afin d'éliminer toutes les capacités parasites.

Le défaut de collage peut être résolu en prévoyant un logement important dans les deux couches qui composent le capteur. Pour ce faire, une oxydation protectrice de $3-4\mu\text{m}$ et une gravure de profondeur équivalente devrait permettre de réaliser, sur les deux niveaux du capteur, un espace d'au moins $6\mu\text{m}$ de haut pour le collage. Il serait utile de rajouter sur le capteur un ensemble de quatre électrodes carrées et planes afin de contrôler la planéité du collage ou même de détecter en trois dimensions l'inclinaison du niveau supérieur sous l'effet d'une force. Cette alternative a été proposée par (Chu Z. et al., 1996) en montrant qu'en mesurant de façon différentielle et additive, quatre capacités planes et inclinables par un corps d'épreuve adapté, il est possible de déduire l'effort appliqué sur le capteur. Cette méthode simple et intéressante, présente néanmoins le défaut d'avoir une sensibilité extrêmement faible si la distance moyenne entre les électrodes est trop élevée.

Afin de rendre le capteur biocompatible il sera nécessaire de déposer de l'oxyde ou du nitrure de silicium sur les zones qui risquent d'être en contact direct avec les tissus.

Lors des essais, nous avons été confrontés à certains problèmes de friction entre les deux niveaux. Des tests en salle blanche ont permis de réaliser, au moyen d'une photolithographie avec une résine AZ-1529 recuite lentement (20mm à 50°C), des motifs d'OTS. L'OTS est un composé monocouche permettant de réduire considérablement, sur des matériaux tels que du verre, le coefficient de friction (Cha K-H. et Kim D-E, 2001). Il est ainsi possible, par le dépôt de ce matériau, de faire chuter un coefficient de friction verre/verre de 1 à 0,15 (Ashurst W. R. et al., 2000). Le fait de pouvoir réaliser des motifs d'OTS permet de ne pas avoir besoin de recouvrir tout le capteur et de laisser des zones libres pour les contacts électriques (flip chip, soudures, fils de mesure...). L'utilisation de l'OTS est une alternative à court terme car sa biocompatibilité est non reconnue, contrairement à celle du Téflon®. Pour réaliser des motifs avec le Téflon® il sera nécessaire d'utiliser des techniques de sérigraphie avec des calques adaptés. L'avantage de l'OTS résidait avant tout dans la réutilisation des masques destinés à l'ouverture des contacts électriques du capteur.

A partir de ces différentes remarques, nous avons travaillé à la réalisation d'un nouveau procédé, dont la figure 2-24 montre les premières fabrications.

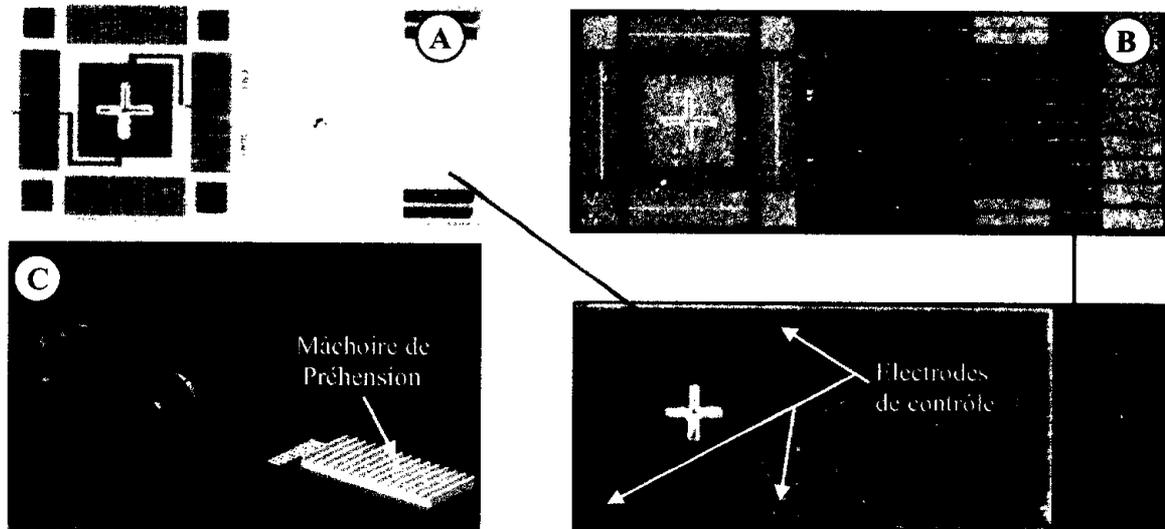


Figure 2-24 : Réalisation d'un nouveau capteur : A : Niveau supérieur en verre, B : Niveau inférieur, C : Illustration du montage de l'ensemble sur la pince chirurgicale

La réalisation de ce nouveau capteur n'est pas encore finalisée et aucun test n'a été effectué. On remarque tout de même sur la figure 2-24, la présence des électrodes de contrôle pour le test de planarité, et une meilleure homogénéité des électrodes de déplacement horizontal. Une fois le capteur entièrement réalisé, il sera monté sur un porte-outil avec l'ajout d'une structure métallique permettant la préhension des tissus. Pour une réalisation complète, le capteur devra être monté sur une couche support biocompatible avec des pistes permettant la connexion des électrodes capacitives au circuit de mesure. Cette couche devra être évidée au niveau du corps d'épreuve pour ne pas freiner son déplacement. L'électronique de mesure sera intégrée sur l'arrière du capteur dans un logement adapté. Afin de rendre le capteur totalement biocompatible et pour éviter l'intrusion d'eau ou de sang à l'intérieur, l'ensemble sera étanche au moyen d'une couche de silicone. La couche de silicone utilisée devra être choisie de façon judicieuse pour que sa souplesse n'ajoute pas un amortissement important à l'élasticité du corps d'épreuve en silicium.

3 Conception d'un outil de découpe et de coagulation

Dans le chapitre II, nous avons souligné l'importance de l'instrumentation multifonctionnelle (fonctions de préhension, coagulation et découpe) pour la chirurgie mini-invasive. Un outil chirurgical multifonctionnel offre l'avantage indéniable de limiter le nombre d'entrées/sorties d'instruments à l'intérieur du patient et limite ainsi le risque de mauvaises manipulations. Actuellement, cet aspect multifonctionnel est réalisable par des outils utilisant soit le principe

de thermocoagulation/découpe par électrochirurgie bipolaire, soit le principe de thermocoagulation/découpe par génération d'ultrasons. Les produits commerciaux existants sur le marché, et basés sur l'un de ces deux principes, utilisent des technologies très évoluées (générateur d'électrochirurgie ou d'ultrasons) qui sont bien souvent très coûteuses pour une pratique chirurgicale journalière (environ 340€ par outil et par intervention, 15€ d'alimentation par intervention). A première vue, le coût de ce type d'instrumentation est en accord avec la triple fonctionnalité qu'elle offre vis-à-vis d'un outil classique à usage unique dont le prix approche les 100€. Néanmoins, les technologies et les matériaux mis en jeu, au niveau de la conception de ces deux instrumentations (multifonctionnelle et classique), restent du même ordre et ne justifient pas totalement un si grand écart de prix.

Au delà de l'aspect économique, chacune des solutions évoquées précédemment présente un inconvénient majeur :

- Le dispositif d'électrochirurgie utilise de fortes tensions électriques qui peuvent apporter un risque en terme de sécurité et une difficulté sur le contrôle de l'énergie apportée aux tissus,
- Le dispositif à ultrasons utilise un générateur en céramique dont la masse peut être gênante en termes de précision pour le chirurgien et dont la qualité de coagulation donne une résistance à la pression systolique inférieure à celle de l'électrochirurgie (LIG-WEB).

A partir de cette analyse déjà faite au chapitre II, on souhaite positionner l'utilisation des microtechnologies dans l'instrumentation médicale en argumentant sur plusieurs points :

- leur capacité de mesure et de contrôle par l'intégration de capteurs.
- leur réalisation à de faibles dimensions avec une grande précision.
- leurs méthodes de production collective permettant la réduction des coûts.
- l'intégration d'intelligence par la communication et le traitement du signal.
- Leur faible consommation énergétique.

Dans un premier temps nous avons orienté l'étude sur une recherche exploratoire afin de mieux étudier le phénomène de thermocoagulation et de comprendre sur quels points il fallait travailler pour améliorer cette technique. Pour cela, nous avons développé un tissu « artificiel » que nous avons utilisé comme support générique à l'ensemble des études. Le résultat de ces études, réalisées en 2002 et avant une large commercialisation du Ligasure Atlas® (Farris S., 2002), ont permis de définir la structure idéale d'un outil de chirurgie. Le système de découpe, qui est un élément clef de cette structure et qui peut être utilisé seul pour

la dissection, a été choisi comme exemple de conception afin de démontrer l'impact que peuvent apporter les microsystèmes au développement d'une nouvelle génération d'instruments chirurgicaux.

3.1 Recherches exploratoires

L'électrochirurgie repose sur le phénomène de génération de chaleur à l'intérieur des tissus (Absten G. T., 1999). La façon dont la chaleur est générée, localisée et transférée est très importante dans le geste chirurgical. Dans notre problématique on utilisera des électrodes qui sont des éléments intégrés sur la pince de chirurgie et qui permettent l'apport d'énergie pour la thermocoagulation des tissus. Nous distinguerons deux types d'électrodes :

- Les électrodes de contact bipolaires qui fonctionnent par paire et avec lesquelles on alimente un volume de tissus. Le courant qui passe entre les électrodes chauffe les tissus et les coagule.
- Les électrodes de contact thermoconductives. Ces électrodes sont des éléments résistifs chauffants qui coagulent les tissus par contact direct.

Une bonne coagulation tissulaire est fonction de la quantité d'énergie apportée aux tissus pendant un temps donné. Afin de mieux comprendre les mécanismes de la thermo coagulation nous avons utilisé un modèle simplifié du transport de la chaleur dans les tissus pour tester un ensemble d'électrodes sur un support tissulaire artificiel générique (Cf. Annexe III).

3.1.1 Le transport de chaleur

Dans le phénomène de transport, la chaleur peut être mesurée quantitativement et son unité de mesure est la calorie. Elle ne doit pas être confondue avec la température, qui, elle, mesure l'intensité de la chaleur mais non sa quantité. La chaleur peut être générée ou transférée selon deux voies principales : la conduction et la convection.

Dans le cas de la thermocoagulation on suppose qu'il n'y a pas de circulation de fluide : le contact entre l'outil de chirurgie et les tissus est considéré comme une interface solide/solide. Les phénomènes de convection sont donc ignorés même s'ils peuvent accélérer, par le mouvement de particules d'eau, la vitesse de coagulation.

Seul le transport par conduction est pris en compte et s'effectue sans mouvement moléculaire de translation : de proche en proche, les vibrations moléculaires transmettent l'énergie d'agitation. Cette conduction se fait selon une certaine aptitude de la matière à conduire la

chaleur : il existe des matériaux conducteurs (métaux) et des matériaux isolants (polystyrène, air).

La conduction correspond au transfert d'énergie dans un substrat de la particule la plus énergétique vers la particule adjacente la moins énergétique. Ce mode de transfert de chaleur établit que le flux de chaleur en un point donné dans le tissu est proportionnel au gradient de température. Dans le cas de la thermocoagulation en mode bipolaire, on peut définir à partir de l'équation 3.1 (Davalos R. V et al., 2003 ; Pennes H. H., 1948), un modèle permettant d'évaluer l'énergie nécessaire pour échauffer un petit volume de tissu :

$$E = \rho.V.Cc.(Tf - Ti) \quad (3.1)$$

où, E représente l'énergie que l'on doit fournir (J), V le volume de tissu situé entre les deux électrodes (souvent les mors de la pince) (cm³), Cc la chaleur spécifique du tissu (J.g/K) (Cf. Figure 3-1 , 4^{ème} colonne), ρ est densité du tissu (g/cm³), Tf et Ti les températures finale et initiale.

Cette énergie va élever la température des tissus présents entre les deux électrodes. Elle peut être transférée de différentes façons : en un temps très court avec une forte puissance ou en un temps très long avec une faible puissance. Si l'on connaît l'énergie à fournir et la puissance disponible (celle affichée sur le générateur d'électrochirurgie) alors on peut déterminer, avec l'équation 3.2, le temps nécessaire pour élever la température du tissu à 70 °C, donc pour le coaguler.

$$t = \frac{E}{P} \quad (3.2)$$

où, t représente le temps (s), E l'énergie à fournir (J) et P la puissance (W ou J.s⁻¹). On connaît donc, grâce à ces simples équations, le temps nécessaire à la coagulation d'un volume de tissu situé entre deux électrodes ou au contact d'une source chaude.

Les propriétés thermiques dépendent du type des tissus et de la température. La conductivité électrique des tissus varie selon les proportions en eau, en protéines et en graisse de la composition biochimique du tissu. La proportion en eau d'un tissu peut être facilement déterminée : en effet, il suffit de mesurer la masse avant et après la « cuisson ». En général, la proportion d'eau dans les tissus mous est de 70%-80%. La figure 3-1 montre les différentes propriétés thermophysiques des tissus mesurées à la température du corps humain (Gabriel C., 1996).

	Conductivité thermique ($W m^{-1} K^{-1}$)	Densité ($kg m^{-3}$) * 1000	Chaleur spécifique ($kJ kg^{-1} K^{-1}$)	Diffusivité ($m^2 s^{-1}$) * 10^7
Muscle	0.38 – 0.54	1.01 – 1.05	3.6 – 3.8	0.9 – 1.5
Graisse	0.19 – 0.20	0.85 – 0.94	2.2 – 2.4	0.96
Rein	0.54	1.05	3.9	1.3
Cœur	0.59	1.06	3.7	1.4
Foie	0.57	1.05	3.6	1.5
Cerveau	0.16 – 0.57	1.04 – 1.05	3.6 – 3.7	0.44 – 1.4
Eau	0.63	0.99	4.2	1.5

Figure 3-1 : Propriétés thermiques des principaux tissus découpés ou coagulés en électrochirurgie

On observe que l'eau a la plus forte des valeurs de conductivité thermique. C'est pourquoi les tissus qui ont une grande proportion d'eau sont de bons conducteurs thermiques et répondent plus rapidement à une perturbation thermique.

A partir de ces premières considérations nous imaginons pouvoir minimiser l'énergie utilisée classiquement par les alimentations d'électrochirurgie pour la thermocoagulation. Notre idée est d'utiliser les technologies microsystèmes pour implémenter sur l'outil des électrodes de thermo-coagulation de taille réduite ou pour l'équiper d'éléments thermochauffants de faibles dimensions.

Afin d'évaluer et de spécifier l'architecture de cet outil multi-fonctionnel (structure mécanique de l'outil, dimensions et géométrie des électrodes...), nous avons développé un support de test artificiel réagissant comme un tissu organique (Cf. Annexe III).

3.1.2 Tests d'électrodes : définition d'une architecture d'outil coagulant.

Dans cette étude nous avons évalué à partir du tissu artificiel plusieurs configurations et profils d'électrodes utilisables afin de coaguler les tissus : profil carré, arrondi, plat (petites pistes), carré isolées latéralement, plat (grand surface)...

Les différents essais ont été réalisés à partir d'instruments de test dont la figure 3-2-A en montre un exemple (instrument avec des électrodes plaquées or avec profil arrondi). Les résultats les plus intéressants ont été obtenus avec un instrument qui utilise sur l'une des mâchoires des électrodes plaquées or de 0,5mm de large avec un profil arrondi, et sur l'autre mâchoire des électrodes plates de 0,5mm de large.

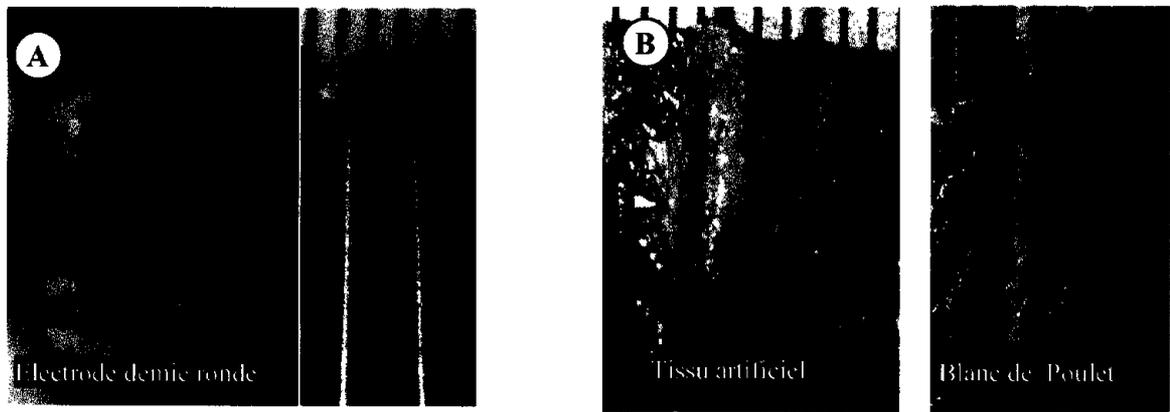


Figure 3-2 : A : exemple d'instrument de test, B : résultat de coagulation avec la solution retenue

La figure 3-2-B montre la qualité de coagulation obtenue avec notre concept sur le tissu artificiel et ainsi que sur du blanc de poulet (coagulation à 10W-15W pendant 2s). On remarque sur le test avec le blanc de poulet une ligne blanche nette qui, après découpe, montre une bonne coagulation en profondeur. En poussant la réflexion un peu plus loin, nous avons réalisé un outil de test incluant, entre des électrodes à profil arrondi, une lame fine isolée sur les cotés et montée au centre sur une tige flexible (Cf. Figure 3-3-A). Lorsqu'un tissu coagulé se trouve entre les mâchoires de cet outil, une différence de potentiel de 200 V permet une découpe nette et rapide (<1s). C'est grâce à l'élasticité de la tige flexible que la lame pénètre progressivement dans les tissus et les découpe de façon automatique. Une fois la découpe terminée, les électrodes se trouvent en circuit ouvert et plus aucune énergie n'est délivrée. Le phénomène utilisé est proche de celui d'une électrochirurgie monopolaire (Tungjitkusolmun S. et al., 2000), mais appliquée sur une petite surface de tissu et non à travers tous le corps. Sur la figure 3-3-B, on observe que la carbonisation reste limitée sur un essai avec du blanc de poulet. Un second essai, sur un intestin de rat, montre une bonne coagulation et une découpe franche sans aucune trace importante de carbonisation.

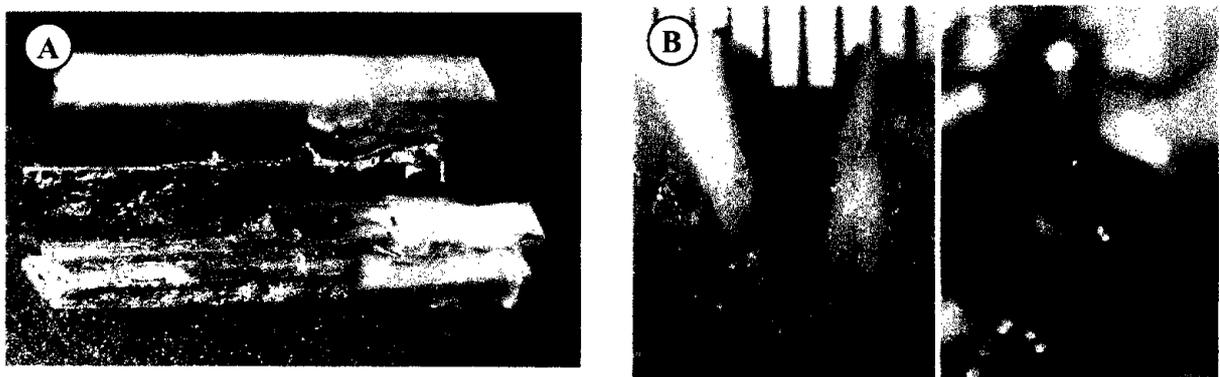


Figure 3-3 : A : outil avec lame de découpe, B : coagulation/découpe sur du poulet et sur un intestin de rat

L'ensemble des travaux effectués dans cette recherche exploratoire a permis de définir l'architecture idéale pour un instrument de chirurgie permettant une préhension, une coagulation et une découpe. La figure 3-4 montre un schéma complet du concept. Sur ce concept d'outil, la coagulation s'effectue sur des largeurs très fines (de l'ordre de 500 μm) en un temps très faible (de l'ordre de 2 à 3 secondes). Elle est effectuée en mode bipolaire (aucune d'énergie ne traverse le corps humain, elle reste limitée entre les deux électrodes) et est assurée par 4 électrodes : 2 électrodes plates (sur le haut du schéma) et 2 électrodes en forme de demi-cercle (sur le bas du schéma). Les deux électrodes en forme de demi-cercle permettent de bien pénétrer les tissus à coaguler et elles augmentent la rapidité de la coagulation. On relie ensemble, d'une part les deux électrodes plates et d'autre part les deux électrodes en forme de demi-cercle.

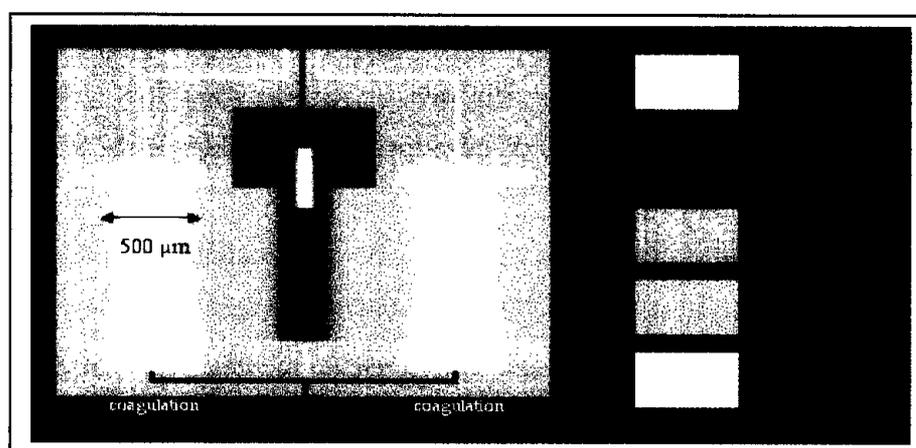


Figure 3-4 : Vue de profil de l'architecture de l'outil de coagulation et de découpe bipolaire

La découpe s'effectue aussi en mode bipolaire grâce à une lame fine (sur le haut du schéma) montée sur un ressort (qui assure une descente automatique de la lame au fur et à mesure que les tissus coagulés sont découpés) et les deux électrodes du bas jouent le rôle d'électrodes de retour pour la découpe : on évite ainsi le contact entre les électrodes, qui provoque des arcs électriques et l'arrêt automatique du générateur d'électrochirurgie. La découpe s'effectue aussi très rapidement (en moins d'une demi-seconde). On souligne que plus la partie conductrice de la lame sera fine, plus la découpe sera nette (réduction de la carbonisation) et moins on utilisera d'énergie.

Nous avons donc défini une première architecture d'un instrument d'électrochirurgie qui effectue la coagulation et découpe en mode bipolaire. A l'époque où nous avons développé

cette partie de la thèse, aucun instrument sur le marché n'était capable de coaguler, puis de découper en mode bipolaire. Seuls les bistouris ultrasoniques pouvaient effectuer ces deux opérations. On remarque que sur ces premiers travaux, mise à part la forme des électrodes, on reste sur un principe de coagulation bipolaire classique par passage d'un courant électrique au travers des tissus.

Afin de pousser plus loin les investigations, nous avons décidé de réaliser une version originale de la lame de découpe se trouvant au centre de l'outil. Ce choix est motivé par la tension trop élevée qui est utilisée pour la phase de découpe. Une tension de 200V reste à nos yeux excessive et incompatible avec le désir de faire un outil sécurisé et utilisant une faible énergie. Après réflexion, nous avons choisi de concevoir une lame qui intègre la fonction de découpe et de coagulation à partir d'une technologie silicium. La réalisation d'une lame de découpe coagulante présente plusieurs intérêts: Elle peut être utilisée dans notre concept d'outil, mais aussi comme un simple bistouri coagulant ou, en utilisant deux lames l'une contre l'autre, pour réaliser des ciseaux coagulants, les ciseaux coagulant restant un outil très utilisé par les chirurgiens lors des phases de découpe tissulaire (Baggish M.S. et Tucker R.D., 1995).

Nous distinguerons ce type de lame, des électrodes de coagulation bipolaire ou monopolaire classique, par le terme : électrode ou lame thermochauffante. Dans notre cas, la coagulation se fait au travers d'un échauffement de la lame et non pas au moyen d'un courant électrique qui passe dans les tissus.

3.2 Conception et réalisation d'une lame silicium thermochauffante

L'idée principale est de concevoir une structure coupante, reportable sur un support générique (Cf. chapitre II-§2, Cf. chapitre III-Figure 1-4), intégrant un dispositif de chauffe intelligent qui montre l'intérêt des microtechnologies dans le domaine de l'instrumentation chirurgicale. Afin de répondre à cette demande, nous avons imaginé d'utiliser les particularités cristallines de l'usinage au KOH du silicium pour former des structures biseautées à 54,7°. La réalisation de ces structures, dont la résolution peut être très précise, permettra de donner une fonction de découpe à la lame. La fonction de thermocoagulation sera réalisée à partir d'un système de chauffe intégré qui s'apparente à un élément résistif autorégulé en température. Avant de réaliser cette outil nous avons bien mesuré qu'il existait une inconnue importante : La possibilité de rupture ou d'ébréchure du silicium. Nous avons considéré que cet aspect serait

jugé lors des essais expérimentaux et qu'il serait possible de trouver des revêtements de bonnes qualités mécaniques pour protéger le dispositif.

3.2.1 Contraintes de conception et architecture choisie

Comme dans le cas du capteur de force, la principale contrainte est d'ordre dimensionnelle. Il faut que la lame ne mesure pas plus de 10mm de long pour 3mm de largeur et pour une épaisseur inférieure à 0,5mm. Cette lame étant en contact intime avec les tissus vivants, il est obligatoire qu'elle soit biocompatible. En termes d'énergie, elle doit être capable d'échauffer un volume de tissu qui l'entoure à plus de 80°C sur une profondeur de 0,5mm à 1mm. Les niveaux de tensions utilisés doivent être inférieurs à la dizaine de volts afin de se démarquer des technologies d'électrochirurgie conventionnelles. Le nombre de fil pour l'alimentation et la régulation doit être minimisé pour éviter des problèmes de défaillance durant les phases de montage et d'assemblage.

A partir de ces différentes contraintes nous avons choisi de réaliser la lame de thermocoagulation suivant l'architecture définie par la figure 3-5.

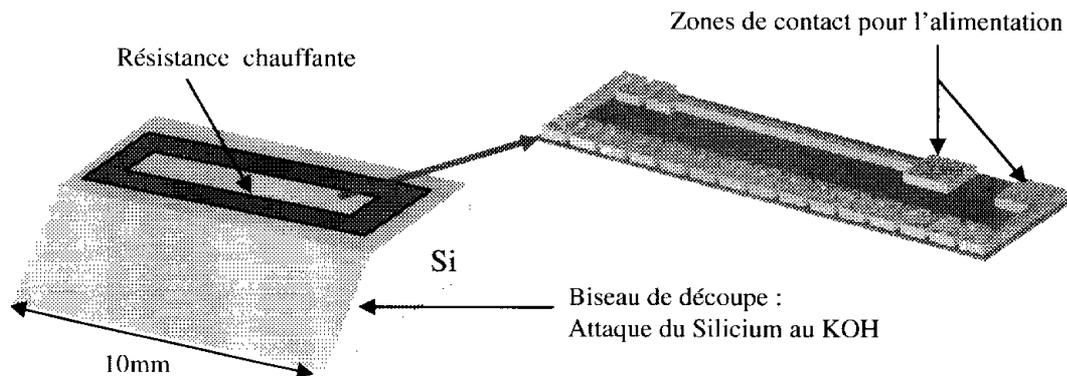


Figure 3-5 : Architecture de la lame de thermo chauffage en silicium micro-usiné

La lame est donc constituée d'un profil biseauté intégrant à sa surface un serpentin résistif en métal. Deux points de contact doivent permettre de la relier, par des fils très fins et souples, à son alimentation électrique située au niveau de la partie haute de l'instrument. Pour réguler la température de la lame thermocoagulante, nous utilisons les propriétés électriques du matériau qui compose l'élément de chauffe. En fonction de la température, la résistance de cet élément doit être variable et mesurable avec un circuit adapté, pour que à partir de deux fils simples, on puisse alimenter la lame thermocoagulante et réguler sa température de chauffe lorsqu'elle est en contact avec des tissus.

3.2.2 Conception de l'élément chauffant

Pour réaliser l'élément chauffant nous avons choisi de fabriquer un serpentin dont la surface couvre la moitié de celle de la lame thermo-chauffante. On calcule sa résistance électrique en fonction de deux paramètres : la quantité de tissu que l'on souhaite coaguler et la tension d'alimentation que l'on souhaite utiliser. La quantité de tissu est fixée à un film de 1mm autour de la première moitié de la lame coagulante et la tension d'alimentation est fixée à 5V (Cf. figure 3-6).

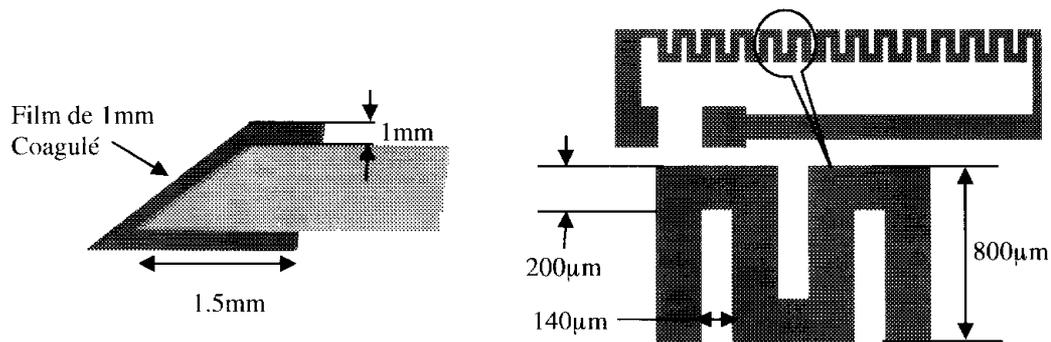


Figure 3-6 : Volume de tissu coagulé et géométrie de la résistance chauffante

On choisi de travailler avec des substrats de silicium de 325µm d'épaisseur : les lames mesurent donc 3x10x0,325mm³. La quantité de matière à coaguler sur toute la longueur de la première moitié de lame représente un volume $V_c = 33,4\text{mm}^3$. La teneur en eau des tissus étant de 70-80% (Cooper T. E. et Trezek G. J., 2002), on approxime ce volume à de l'eau et à partir de l'équation 3-1 on retrouve la quantité d'énergie $E_c = 11,17\text{J}$, qu'il faut apporter pour coaguler le volume de matière V_c . Dans ce calcul on prend une marge de sécurité en fixant une température initiale à 20°C et température finale à 90°C. Cette plage nous permettra par la suite de faire des tests d'ébullition avec de l'eau. Afin d'avoir une coagulation rapide, on impose que la montée en température se fasse en 1 seconde maximum. La puissance de chauffage devient alors $P_c = 11,17\text{W}$. On retrouve ici le même ordre de valeur de puissance que celle utilisée lors des tests de thermocoagulation précédents avec l'appareil d'électrochirurgie bipolaire. On fixe la tension d'alimentation à 5V, et on en déduit une résistance de chauffage, à la température de 90°C, d'une valeur $R_{c_{90^\circ}} = (U^2 \cdot P_c^{-1}) = 2,23\text{ Ohm}$. La valeur de cette résistance à 20°C devient $R_{c_{20^\circ}} = R_{c_{90^\circ}} / (1 + \delta \cdot (T_f - 20)) = 1,70\text{ Ohm}$. (δ est le coefficient de température de l'aluminium).

Le résultat de la valeur $R_{c_{20^\circ}}$ et la surface disponible sur la lame permettent la réalisation d'une résistance chauffante illustrée par la figure 3-6. Elle constitue un ruban composé de 26 coudes

en forme de « L » d'une dimension de $0,94 \times 2^{E-3}$ mm². Sa longueur totale est donc de 24,4mm. Le matériau utilisé étant de l'aluminium (résistivité de $2.67 \mu\text{Ohm.cm}$), Nous obtenons une valeur de résistance électrique $R_{c_{20V}} = 1,63 \text{ Ohm}$. Cette valeur reste assez proche du calcul précédent qui a préconisé une résistance $R_{c_{20V}} = 1,7 \text{ Ohm}$. A cette valeur de R_c , il faut néanmoins rajouter la résistance des lignes de connexion. Finalement, on trouve une résistance électrique totale $R_{t_{20V}} = 1,90 \text{ Ohm}$. Cette valeur de R_t , plus élevée que celle préconisé pour R_c seule, nous obligera peut être à augmenter la tension d'alimentation afin d'obtenir 11,7W de puissance en sortie.

3.2.3 Etapes technologiques

La réalisation des lames en silicium nécessite l'application de procédés technologiques sur les deux faces du substrat. Sur la face avant, nous réaliserons les éléments de chauffage et sur la face arrière, l'usinage chimique pour la formation du biseau de découpe (Figure 3-7). Nous utiliserons des substrats de silicium de $325\mu\text{m}$ d'épaisseur, dopé à 10^{15} et polis sur les deux faces.

- *Face avant du substrat*

La première étape réalise, après un nettoyage RCA, une oxydation thermique de $1\mu\text{m}$ pour créer une couche d'accroche et d'isolation. Suite à cette étape on effectue une ouverture sur la couche d'oxyde à partir d'une attaque au buffer HF (photolithographie avec la résine AZ-1529 : Masque 1). Cette ouverture servira à la libération des lames lors de l'étape de gravure KOH en face arrière. L'étape suivante consiste à réaliser un premier niveau de métal avec un 'lift-off' de d'aluminium de $2\mu\text{m}$ d'épaisseur (photolithographie avec la résine AZ-5214 : Masque 2). Afin d'isoler la résistance de chauffe et pour rendre cette face biocompatible, on dépose par PECVD à 300°C (pour ne pas détériorer l'aluminium), un oxyde de silicium sur $2\mu\text{m}$ d'épaisseur. Une dernière gravure RIE permet de dégager l'oxyde présent sur les zones de contact (photolithographie, avec une résine AZ-1529 : Masque 3).

- *Face arrière du substrat*

Avant de procéder à l'attaque KOH sur la face arrière, il faut supprimer, avec une gravure au BHF, le premier oxyde restant. Nous avons laissé cet oxyde pour protéger la face arrière du

substrat lors des étapes en face avant. Afin de protéger la face arrière lors de l'attaque KOH, on réalise en PECVD un dépôt de $0.3\mu\text{m}$ de nitrure de silicium. Ensuite on réalise une attaque au BHF pour ouvrir des zones dans le Si_3N_4 (photolithographie avec une résine AZ-1529: Masque 4). Une fois la résine enlevée, la couche de Si_3N_4 servira de masquage pour l'attaque KOH. Cette attaque KOH qui dure entre 3h et 3h30 pour $325\mu\text{m}$ est la dernière étape du procédé technologique. On peut imaginer, en toute dernière étape, de redéposer une couche de nitrure ou d'oxyde en face arrière pour rendre les lames totalement biocompatibles.

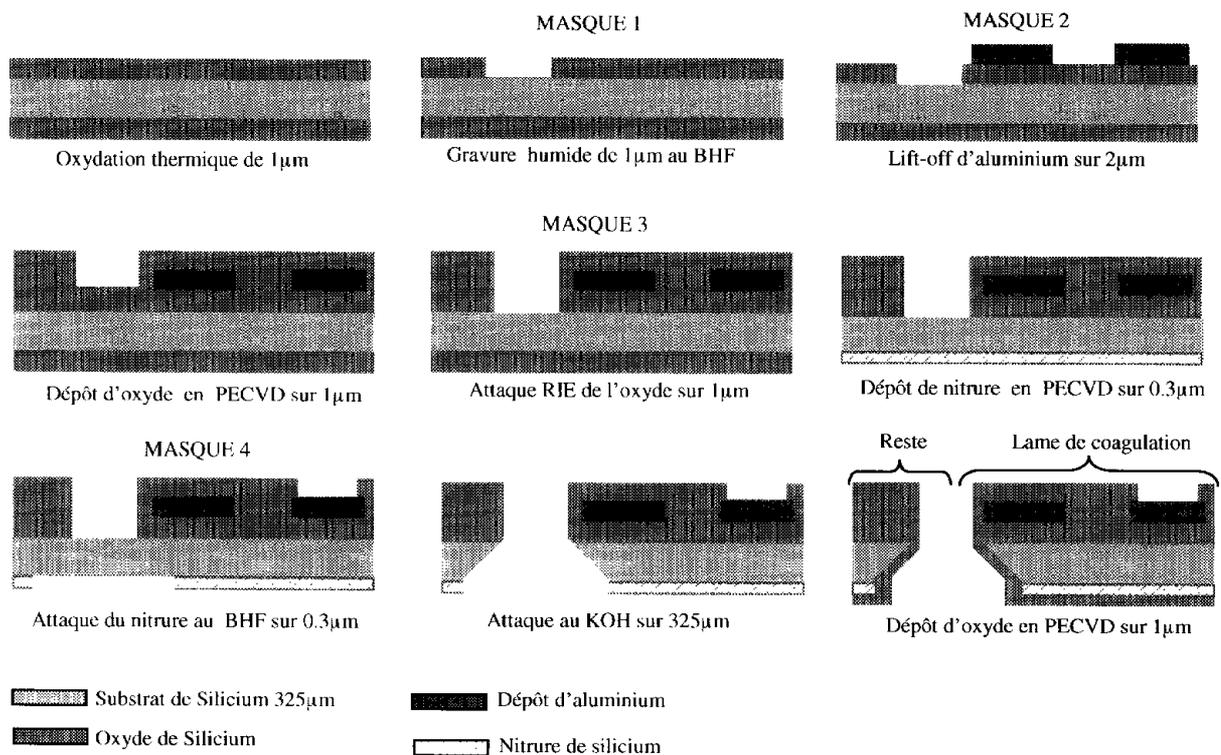


Figure 3-7 : Etapes du procédé technologique pour la réalisation des lames de coagulation

3.2.4 Réalisation technologique

La réalisation de la face avant de la lame n'a présenté aucune difficulté particulière, les étapes technologiques étant conformes à celles décrites dans la phase de conception. Néanmoins, pour l'ouverture des contacts par RIE, il faut vérifier par un test de continuité qu'il n'y a plus d'isolation par l'oxyde. La réalisation de la face arrière est beaucoup plus délicate. Le KOH est un agent très agressif et aucune résine conventionnelle ne permet de protéger la face avant lors de la gravure. La solution que nous avons utilisée est de protéger la face avant avec un substrat en verre épais collé au moyen d'une cire. Cette protection n'est pas une barrière

efficace à 100%. Il faut bien contrôler cette étape et surveiller plus particulièrement la fin de la gravure. Le KOH peut s'infiltrer en dégradant la cire et attaquer les motifs de la face avant (oxyde de silicium et métal). Une fois que les motifs sont gravés, ils sont décontaminés de leurs ions K^+ (utilisation d'acide acétique) et ensuite découpés à la scie diamantée.

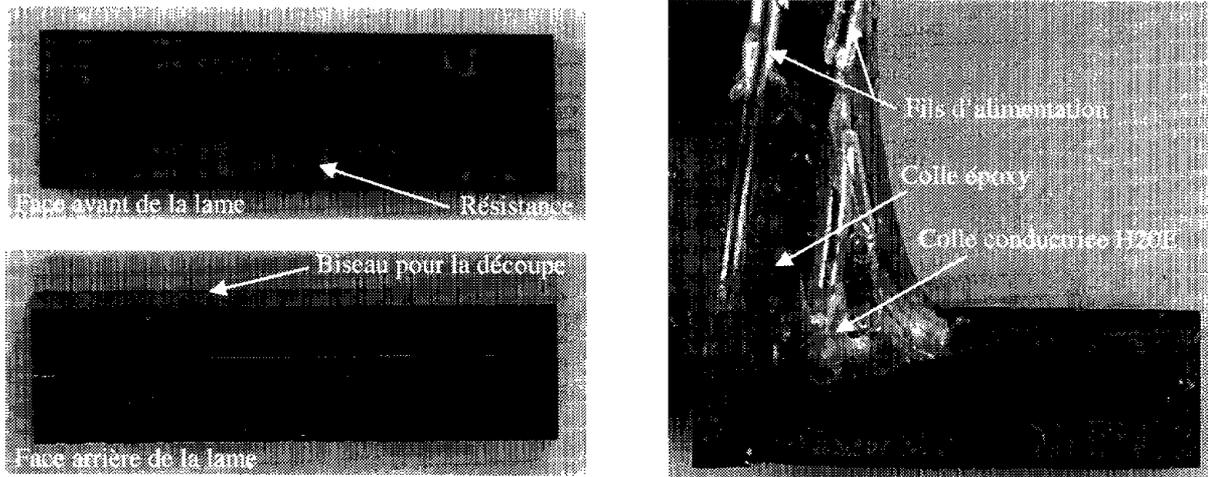


Figure 3-8 : Photos de la lame de thermocoagulation après la réalisation du procédé technologique

Afin d'étudier le bon fonctionnement de ces lames de thermocoagulation, nous avons collé, avec la colle conductrice H20E, des fils de connexion sur les zones de contact (Cf. Figure 3-8). Ces fils seront ensuite connectés à une alimentation basse tension qui réglera la température de chauffe de la lame.

3.2.5 Essais expérimentaux

Pour utiliser l'outil dans de bonne condition, il est indispensable de mettre en place une alimentation qui fournisse une énergie régulée afin que la lame chauffe à une température précise. Si l'on n'utilise pas ce type d'alimentation, le dispositif pourrait s'échauffer excessivement et se détériorer très vite. Le principe de l'alimentation régulée est présenté par la figure 3-9. Il est basé sur un contrôle du courant d'alimentation de l'électrode de thermochauffage. Lorsque l'électrode s'échauffe pour coaguler un tissu à proximité d'elle, sa résistance électrique augmente et le courant diminue. Cette mesure de la variation du courant est effectuée par celle d'une tension V_{Rf} aux bornes d'une résistance de référence $R_f=0,7$ Ohm. Cette résistance R_f a une faible valeur et sa puissance est très élevée ($P_f = 10W$) afin qu'elle s'échauffe beaucoup moins que la lame coagulante.

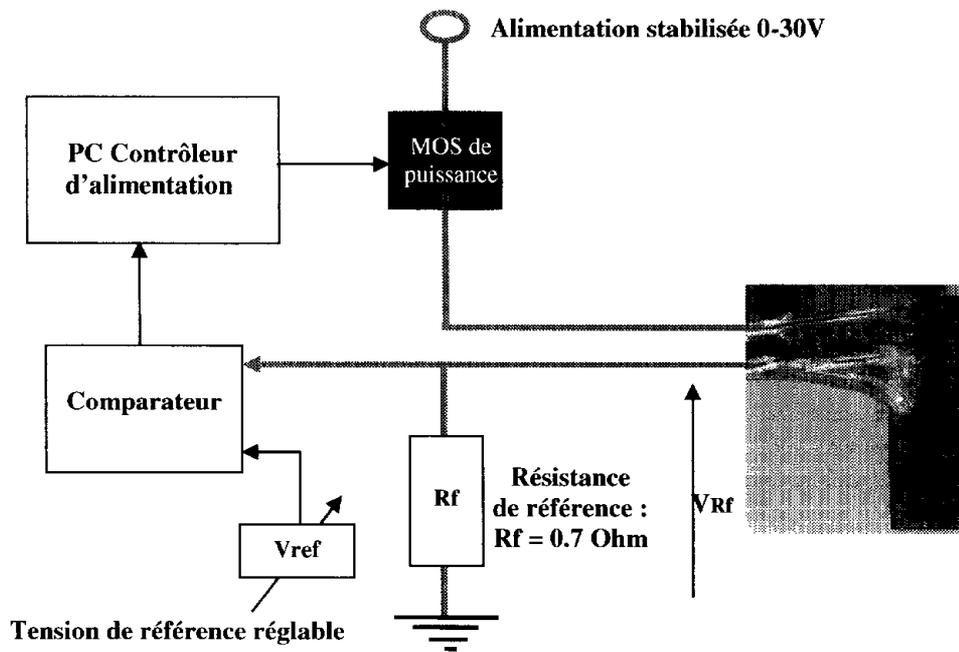


Figure 3-9 : Principe de l'alimentation pour la régulation en température de la lame thermocoagulante

La tension V_f est comparée à une tension de référence V_{ref} qui correspond au niveau d'énergie que l'on souhaite fournir à la lame pour coaguler les tissus. Si le comparateur mesure le signal V_{Rf} comme supérieur à V_{ref} , sa sortie est négative et le contrôleur alimente la résistance chauffante à pleine puissance au travers d'un transistor MOS. Dans le cas contraire, l'énergie en continue est coupée et le contrôleur d'alimentation envoie, toutes les 10ms (valeur expérimentale), des impulsions de test qui échauffent juste le métal de la résistance et permettent une détection de température. Si, à ce moment là de l'impulsion, un tissu se trouve à proximité de la lame, cette dernière subit une perte calorifique importante qui est détectée immédiatement par le comparateur. Le contrôleur d'alimentation fournit alors la puissance nécessaire pour la coagulation et ne s'arrête que lorsque la lame n'est plus refroidie par un tissu.

Ce type de régulation très simple, permet d'intégrer une certaine intelligence au système en évitant l'intégration d'un capteur de température à proximité de la lame. Il suffit d'utiliser seulement deux fils pour alimenter la lame, mesurer la température et la puissance fournie.

Nous avons effectué deux type d'essais : un essai en déposant un petit volume d'eau sur la lame de coagulation et un autre en effectuant directement une découpe sur du blanc de poulet. Au cours du premier test, une mesure de la résistance électrique de la lame donne une valeur de $R_{m20^\circ} = 2,2 \text{ Ohms}$ avec les fils d'alimentation collés. Normalement cette valeur devrait

être proche des 1,9 Ohms, mais on peut supposer que cette différence de résistance est due au contact ohmique entre les fils, la colle et la lame. Le branchement seul de la lame donne, pour une tension d'alimentation de 5V, une consommation de 1,75A lorsque celle-ci est recouverte par un petit volume d'eau. La montée en ébullition de l'eau ne se fait pas aussi rapidement que l'avait prédit le calcul : 2 secondes pour atteindre 90°C. Ce problème est principalement dû à une résistance du contact ohmique de 0,3 Ohm entre la lame et ses fils d'alimentation. A 90°C, la mesure précédente donne une valeur de résistance totale de la lame et de sa connectique de $R_{m90^{\circ}}=2,85 \text{ Ohms}$. Si on retranche à cette valeur la résistance de contact, on obtient une résistance électrique pour la lame de $R_{t90^{\circ}}=2,55 \text{ Ohms}$. Cette valeur est en accord avec un calcul théorique de la résistance, mais elle correspond à une puissance électrique dégagée par la lame de $P_{u90^{\circ}}=7,83\text{W}$. Cette puissance est beaucoup trop faible pour une montée rapide en température du petit volume d'eau. En augmentant la tension d'alimentation, on augmente la puissance nécessaire pour une ébullition rapide du volume d'eau. Une montée en ébullition est réalisable en moins de 1 seconde pour une tension d'alimentation de 6V avec un courant de 2,1A. La puissance utile dissipée par la lame devient :

$$P_{u90^{\circ}} = (U/I - 0,3) \times I^2 = (6 / 2,1 - 0,3) \times 2,1^2 = 11,3\text{W}$$

Cette valeur de puissance est proche de celle évaluée par l'étude théorique. A partir de ce résultat, on décide de placer la lame dans le circuit de régulation avec une alimentation de 7,5V. Sous cette tension, la lame et la résistance de référence montées en série consomment une intensité de 2,11A pour une température de lame de 90°C. La tension aux bornes de la résistance est de $V_{Rf90^{\circ}} = 1,47 \text{ V}$. Il est obligatoire de ne pas descendre en dessous de cette tension de seuil pour que la phase de coagulation des tissus se déroule sans carbonisation. Lors des premiers tests, avec l'alimentation auto-régulée, la lame a fonctionné correctement et elle n'a pas subi de surchauffe particulière. Néanmoins, après plusieurs utilisations, il semble, que sous l'effet de la chaleur ou d'un autre paramètre non défini (peut être une infiltration d'eau dans la colle et un phénomène d'électrolyse), la colle utilisée pour le contact ait tendance à se détériorer et à se briser. Une étude plus approfondie devra être faite pour mieux comprendre ce phénomène et y trouver une solution adaptée (amélioration de la connexion avec une soudure ou un assemblage adapté).

Pour effectuer les essais sur du blanc de poulet, nous avons fixé avec une colle époxy la lame en silicium sur un support manipulable manuellement. Les premiers essais effectués se sont tout de suite avérés très encourageants. Le côté tranchant du silicium a permis de découper les

tissus de façon pratique et lorsque la résistance thermoconductrice a été alimentée, les tissus à proximité de la lame se sont coagulés sur 1mm de profondeur sans aucune carbonisation apparente. On a ainsi réussi à découper un tissu sur une profondeur proche de 10mm avec une lame coagulante qui utilise une tension continue très basse (7,5 V). Elle est à comparer avec un système d'électrochirurgie classique qui utilise des tensions alternatives proches des 110–200 V : On remarque sur la figure 3-10-A que les tissus n'ont subi aucune brûlure profonde ou carbonisation avec l'utilisation de la lame en silicium. En comparaison, la figure 3-10-B montre l'état d'un tissu après une découpe avec un bistouri monopolaire : l'image laisse apparaître des débuts de carbonisation qui sont néfastes à une bonne cicatrisation des tissus.

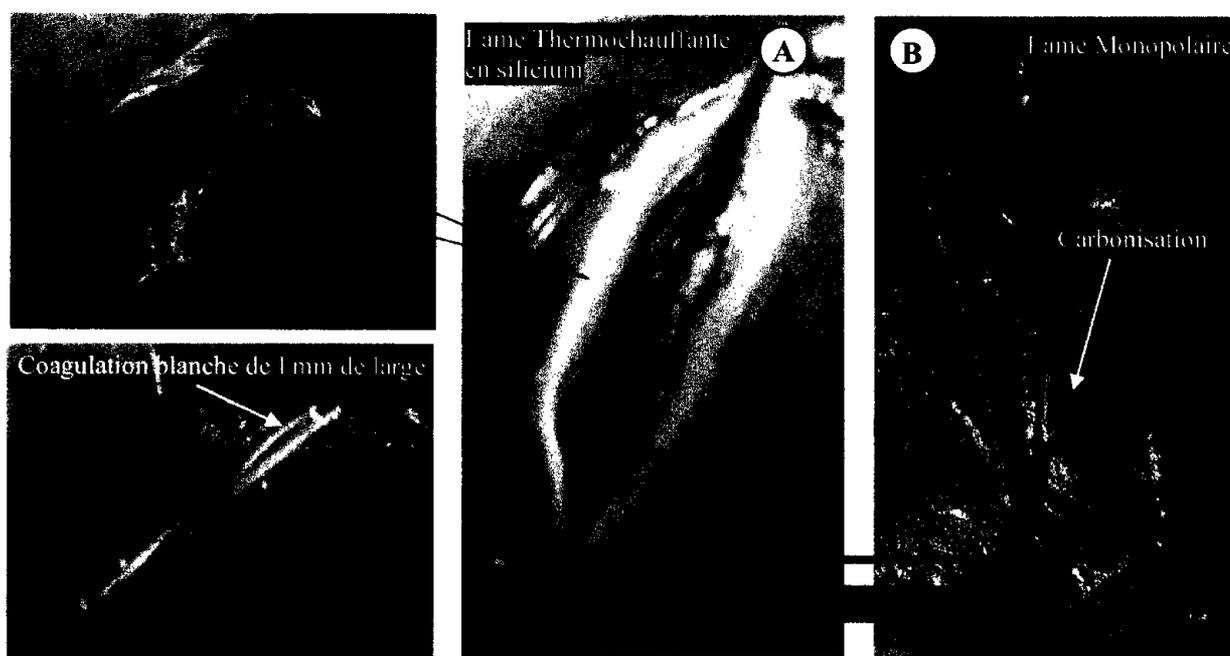


Figure 3-10 : Résultat obtenu avec la lame de thermoconductrice en silicium sur de la chair de poulet. Comparaison à une découpe classique avec une lame d'électrochirurgie monopolaire

Afin d'évaluer les performances de la lame, nous avons positionné la consigne de régulation en température pour une valeur de chauffage entre 250°C et 300°C. Nous avons alors placé, en contact avec la lame, un morceau d'étain qui a fondu en moins de 2s après la mise sous tension de l'alimentation. Ce test purement expérimental a montré une montée en température très rapide de la lame de thermoconductrice et a soulevé le problème du collage des fils d'alimentation. Ces derniers n'ont pas résisté à cette température de 300°C et ne sont restés collés à la lame de chauffage que entre 20 à 30s (le constructeur donnait une tenue en température de 200°C en continu). Afin de répondre à ce problème de connexion, il serait intéressant de travailler sur la réalisation d'un support de lame, grâce auquel on connecterait l'alimentation par des microcontacts mécaniques : ce serait de petites broches qui viendraient

s'appuyer en force sur les plots de contact de la lame. L'ensemble serait ensuite collé et conditionné au moyen d'une résine époxy biocompatible résistant aux fortes températures (Exp. : Polytec-PI 353ND). En termes de résistance mécanique, il est apparu que les lames ne se sont pas usées autant que nous l'avions imaginé au début de la conception. Il est vrai que le silicium s'est ébréché à certains endroits, mais bien souvent ceci est la cause de mauvaise manipulation en tapant fortement la lame sur des structures beaucoup plus dures que des tissus (par exemple, la chute d'une lame sur le sol sans qu'elle se brise totalement). Il faut souligner que lors de cette première réalisation nous n'avons aucune couche de protection sur le silicium, la dernière étape d'oxydation ayant été supprimée. On peut donc imaginer une meilleure résistance du silicium, aux risques d'ébréchure due à un choc, en utilisant des revêtements biocompatibles et plus résistants, comme du verre ou du parylène. Le silicium possède d'excellentes qualités mécaniques, mais comme tout matériau fragile et cristallin il n'aime pas subir des amorces d'attaque importantes dans lesquelles les contraintes se concentreront.

Conclusion

Au travers des travaux décrits dans ce chapitre, nous avons développé deux exemples de microsystème intégrables sur un outil de chirurgie : un capteur d'effort et une lame de découpe et de coagulation.

Pour l'étude du capteur d'effort, nous avons utilisé une démarche de conception microsystème basée sur l'utilisation d'un modèle numérique permettant la réalisation d'un véhicule test. A partir de ce dernier, nous avons réalisé des essais afin de corriger et de valider le modèle. Le modèle peut ensuite être considéré comme une base fiable utilisable pour de futurs développements. Cette démarche a souligné l'importance de vérifier, par un test de nano-indentation, les paramètres des matériaux utilisés pour la réalisation de dispositifs à base de silicium. Les logiciels de conception, comme Conventor®, affichent des valeurs générales qu'il ne faut pas considérer comme des sources totalement fiables vis-à-vis du problème que l'on a à résoudre. De plus, le silicium est un matériau fragile (dans le sens non ductile) dont les caractéristiques peuvent varier en fonction de son orientation cristalline et des traitements qu'il a reçu durant les étapes technologiques.

Lors de cette réalisation, une part importante de notre travail a été mobilisée par la réalisation du corps d'épreuve, dont les tranchées extrêmement fines et profondes, rendent problématique l'utilisation de la gravure RIE. Comme solution alternative, l'utilisation d'une découpe laser

trouverait son intérêt dans la réalisation du corps d'épreuve en matériau métallique (Ex. acier inox médical 316L). L'acier étant un matériau ductile il permettrait d'éviter les risques de cassure du capteur.

L'idée de réaliser un capteur à deux niveaux, avec des contraintes dimensionnelles importantes, a permis d'utiliser de façon originale les techniques d'assemblage flip chip et de mettre en avant les limites dimensionnelles des interconnexions électriques.

Le capteur ainsi réalisé n'a pas abouti dans cette première étape à un dispositif totalement satisfaisant : les deux niveaux de puce en mouvement ne restent pas parallèles et introduisent un brouillage de la mesure capacitive par basculement. Toutefois, cette réalisation permet d'ouvrir une voie nouvelle pour l'utilisation des microsystèmes dans le domaine de la chirurgie. La réalisation du corps d'épreuve a notamment mis en avant les qualités mécaniques du silicium qui peut supporter des charges relativement importantes pour de faibles dimensions. Les solutions proposées à la lumière de ces premiers résultats, devraient permettre prochainement la réalisation complète et fonctionnelle d'un capteur d'effort plat et intégrable dans la mâchoire d'une pince.

Dans l'étude de la lame de thermochauffage, nous avons utilisé un support tissulaire artificiel permettant d'effectuer des tests répétitifs pour le développement d'instruments chirurgicaux réalisant une thermo-coagulation des tissus. Les différentes analyses, effectuées à partir de ce support de test sur la morphologie, la taille d'électrode et les méthodes d'alimentation, ont défini l'architecture idéale d'un instrument chirurgical permettant les trois fonctions de préhension, coagulation et découpe. La commercialisation et le développement de l'instrument Ligasure® de Tyco Healthcare® (Bim-Merle D. et al. 2003), en parallèle à nos recherches, montre que notre idée directrice, la réalisation de deux électrodes latérales pour la coagulation et une centrale pour la découpe, était bien fondée et dans l'esprit des industriels du marché. Afin de se démarquer et de mettre en avant les potentialités des microsystèmes, nous avons choisi de réaliser l'élément central de notre concept d'outil à partir de silicium micro-usiné. Notre motivation principale était de montrer qu'il était possible de coaguler des tissus avec de faibles tensions d'alimentation et qu'en utilisant les technologies silicium on pouvait espérer réaliser des outils intelligents, voire instrumentés avec différents capteurs. Nous avons aussi choisi de focaliser l'étude sur la conception d'une lame, car elle trouve d'autres applications dans la réalisation d'instruments pour la dissection et de ciseaux coagulants. A partir d'un procédé réalisant une petite résistance chauffante en aluminium sur un bloc de silicium biseauté avec une attaque KOH, nous avons réussi à produire en masse

des lames de thermochauffage en silicium. Cette première réalisation, accompagnée d'une alimentation d'autorégulation de la température, a montré la potentialité de coaguler et de découper des tissus pour des tensions d'alimentation inférieures à 10V (200V pour l'électrochirurgie classique). Notre méthode de régulation de la température est très binaire et nous imaginons pouvoir l'améliorer nettement par l'utilisation d'une double alimentation. Une première alimentation très basse tension (~1V) permettrait de détecter en continu les pertes calorifiques et une seconde alimentation (~7.5V) servirait à l'échauffement de la résistance de la lame si une présence de tissu est détectée.

Néanmoins, les premières expérimentations effectuées sur les tissus, avec notre alimentation, ont montré des résultats très satisfaisants qui nous encouragent à persévérer dans cette voie de développement.

En considérant l'aspect capteur, on peut imaginer intégrer sur la lame de thermochauffage d'autres microsystèmes de mesure (microéchographe, microcapteur de pression...) qui permettraient, en détectant la présence de signaux connus (cardiaques, nerveux, densité du tissu...), de valider la présence de certains tissus sensibles (artère, veines, nerf, tumeurs...) à proximité de l'outil chirurgical. On pourrait augmenter ainsi, en termes de précision et de sécurité, la qualité du geste opératoire et donner au chirurgien des informations plus pertinentes sur l'anatomie (partie non visible) de sa zone de travail. Il est facile d'imaginer un grand nombre de configurations possibles avec l'intégration de microsystèmes dans l'outil de chirurgie : apport de lumière, injection de drogues, détection de force, température... Mais on comprend ici que nous ne sommes qu'au début d'une éventuelle évolution qui mettra du temps à s'installer: il faut que celle-ci correspondent aux besoins des chirurgiens et que le marché industriel réponde favorablement à cette innovation technologique.

CONCLUSION GENERALE

Dans la première chapite de la thèse, nous avons fait un état de l'art sur la robotique médicale en montrant les difficultés actuelles rencontrées pour le développement de dispositifs de téléopération pour la chirurgie mini-invasive. Dans ce domaine, le niveau de protection industrielle de la société Intuitive Surgical®, leader du marché, rend très difficile l'innovation technologique. La conception d'un robot chirurgical se définit par la nécessité de trouver un compromis entre son encombrement, sa dextérité, sa rigidité, son poids final et son coût. Une grande rigidité mécanique sur un bras robot impose l'utilisation de moteurs puissants et des structures fortement dimensionnées, qui peuvent impliquer une masse et un coût important. A partir de ces points nous avons introduit la problématique d'une utilisation quotidienne de la robotique médicale. Elle montre, sans grande difficulté, que l'instrumentation représente 80% du coût d'une opération chirurgicale robotisée. Au travers d'une présentation du projet fédérateur EndoXiroB, **nous avons placé l'argumentation principale de notre thèse, sur la réalisation d'une instrumentation chirurgicale articulée intégrant des innovations issues des technologies micro-systèmes.**

Afin de préciser le contexte de nos travaux, le second chapitre propose un état de l'art focalisé sur nos axes de recherches : l'importance d'avoir une articulation polyarticulée sur un outil terminal de chirurgie, la nécessité d'intégrer une mesure des efforts sur les tissus lors d'une chirurgie mini-invasive robotisée, le besoin pour les chirurgiens de disposer d'un instrument multifonctionnel et la progression des microtechnologies dans le domaine médical. Cette recherche bibliographique et nos certitudes sur l'intérêt des microtechnologies dans la chirurgie, ont défini le plan de travail de notre thèse : **la conception d'une articulation pour un instrument à usage unique, le développement d'un capteur d'effort en silicium micro-usiné, la fabrication d'une lame de silicium thermo-chauffante pour la découpe et la coagulation des tissus.**

Le troisième chapitre développe l'ensemble de nos recherches sur la conception d'outils articulés. Dans un premier temps, des recherches exploratoires nous ont permis de définir un nouveau concept d'instrument hybride : report d'une puce micro-système (« puce

chirurgicale ») sur un support générique et articulé. Cette puce, en intégrant diverses fonctionnalités de mesure et d'apport d'énergie, donnera à l'outil chirurgical un fort potentiel d'innovation technologique. Le besoin essentiel, pour les chirurgiens, d'avoir un outillage dextre en bout d'instrument, a poussé notre réflexion sur la conception d'une articulation polyarticulée. Après une première étude sur des liaisons rotules hexagonales, nous avons développé un concept d'articulation de 6mm de diamètre, basé sur une architecture « corps de serpent », utilisant deux plateaux usinés au jet d'eau, deux billes en plastique et un ensemble de tiges métalliques. **Cet ensemble breveté, de tiges actives et de rigidification, est le point clef du dispositif car il confère à l'articulation une rigidité axiale, une rigidité transversale et une commande unidirectionnelle (Van Meer F. et al., 2004).**

Cette étude a permis de réaliser un premier prototype qui nous a aidé à avoir une meilleure compréhension phénoménologique de l'articulation. A partir d'un cahier des charges, adapté à la raideur des instruments du robot Da Vinci® (10-12Nmm/°), nous avons développé un outil de simulation et d'optimisation permettant d'évaluer la rigidité axiale et transversale de l'articulation. Un calcul analytique, couplé avec ceux d'une analyse aux éléments finis sous Catia® V5, donne un modèle de simulation permettant d'évaluer les paramètres d'optimisation sur lesquels nous devons travailler pour la réalisation d'un second prototype. Pour éviter les risques de rupture, nous avons décidé d'utiliser des fils mécaniques à base de nickel-titane « super-élastique ». En utilisant deux types de fils : des fils avec un module de Young de 40GPa pour l'actionnement et des fils avec un module de Young de 80GPa pour la rigidification, le modèle analytique propose, pour un système avec 4 fils de commande d'un diamètre de 0,3mm, d'utiliser 8 fils de rigidification d'un diamètre entre 0,38mm et 0,4mm pour offrir une raideur transversale de 12Nmm/°. La raideur axiale correspondante sera de 30Nmm/°. Dans ce chapitre, nous avons soulevé un grand nombre de difficultés et d'interrogations sur la modélisation de l'articulation. Toutes n'ont pas été résolues ou ont été l'objet de simplifications pour pouvoir disposer d'un modèle de simulation approché. Le point important, qu'il faut retenir de cette première proposition, est la difficulté extrême de commander cette articulation, à trois plateaux, lorsque le plateau intermédiaire est laissé libre. Dans la mesure du possible, il faudra opter dans nos prochains développements pour une commande séparée et indépendante du plateau supérieur et de l'intermédiaire.

Le chapitre quatre, développe, après une brève introduction des techniques microélectroniques, l'utilisation des microsystèmes pour **la réalisation d'un capteur d'effort intégrable dans une pince de chirurgie et celle d'une lame de thermochauffage pour la**

coagulation et la découpe des tissus. Ces deux exemples sont basés sur des technologies silicium permettant la réalisation de motifs micrométriques de façon collective et reproductible

Notre étude sur le capteur d'effort porte sur la réalisation d'un dispositif de mesure des forces par détection capacitive pour s'affranchir des problèmes de température. Il est composé de deux puces de silicium offrant un volume total maximum de $10 \times 3,5 \times 1 \text{ mm}^3$. Nous avons réalisé, sur la première puce, un corps d'épreuve compact entouré de plusieurs électrodes en forme de peigne. Une seconde puce, munie aussi d'électrodes, est ensuite collée, au moyen d'une technique de flip-chip et d'une colle conductrice H20E, sur la zone mobile du corps d'épreuve de la première puce. Lorsque le niveau supérieur subit un effort, il se déplace grâce à la raideur mécanique du corps d'épreuve. La mesure des variations de capacité entre les électrodes des deux niveaux, permet de donner la valeur de la force appliquée. L'étude de ce capteur a surtout porté sur la réalisation et la validation du corps d'épreuve en silicium. L'objectif premier était de concevoir un corps d'épreuve supportant des forces de 3N. Il nous a été difficile de répondre à cette spécification de façon répétitive : la gravure du corps d'épreuve à partir de la RIE durait trop longtemps pour que la résine de protection résiste jusqu'à la fin du procédé. Nous avons donc choisi de travailler sur des substrats plus fins ($340 \mu\text{m}$) pour réussir à réaliser une structure de 4 mm^2 ($1,6 \times 1,6 \text{ mm}^2$ pour la zone de collage), supportant des efforts supérieurs à 1,7N. Comme dans le cas de l'outil articulé, notre conception est passée par une étape de modélisation analytique et aux éléments finis afin d'obtenir un modèle de simulation du corps d'épreuve. Nous avons notamment effectué un test de nanoindentation pour retrouver les caractéristiques mécaniques de nos substrats (module de Young trouvé : 170-180GPa). **Lors des phases de tests nous n'avons pas réussi, à cause d'un problème de montage, à mesurer des signaux de sorties en accord avec la prédiction théorique.** Après plusieurs essais et une analyse de l'étape de flip chip, nous avons découvert que la taille des particules d'argent de la colle utilisée pour assembler les deux niveaux ne permettait pas la réalisation d'un film inférieur à $5 \mu\text{m}$. Les deux niveaux de silicium du capteur ne se trouvent donc pas en contact et les signaux de sortie du capteur révèlent une compétition entre le rapprochement et le recouvrement des électrodes capacitives. En fin de chapitre nous proposons comme solution, pour remédier à ce problème, de réaliser des cavités plus importantes pour accueillir la colle et une nouvelle configuration d'électrodes pour gérer le parallélisme des deux niveaux l'un par rapport à l'autre.

Notre étude sur la lame de thermochauffage est issue d'une recherche exploratoire dont l'objectif était de trouver l'architecture idéale d'un outil de chirurgie multifonctionnel

(préhension, coagulation découpe). A partir d'un tissu artificiel que nous avons réalisé à base d'albumine de blanc d'œuf et d'amidon de riz, nous avons fait plusieurs tests qui nous ont permis d'établir une architecture d'outil chirurgical basée sur le principe de l'électrochirurgie bipolaire. Cette architecture utilisant, à nos yeux des énergies trop importantes pour justifier d'une sécurité totale (tension de 200V), nous avons fait le pari de réaliser une petite lame de découpe et de coagulation travaillant avec une dizaine de volts maximum.

Pour ce faire, **nous avons conçu et réalisé une lame en silicium intégrant un mini-résistance chauffante en aluminium protégée par une couche verre.** Afin que cette lame puisse découper des tissus, nous avons réalisé une attaque au KOH pour former un plan biseauté sur un des cotés. La résistance chauffante de la lame, calculée à la base pour 5V, a montré une efficacité de coagulation et de découpe pour une alimentation de l'ordre de 6V sous 2.11A. Afin de rendre le dispositif intelligent, nous avons réalisé une alimentation qui mesure la résistance électrique de la lame et ne lui fournit de l'énergie que lorsque une perte calorifique est détectée.

L'ensemble de nos travaux ont ouvert notre réflexion sur une étape technologique intermédiaire à la robotisation lourde de EndoXiroB et d'Intuitive Surgical®. Afin de permettre une meilleure pénétration des microtechnologies dans le domaine de l'instrumentation médicale, **nos derniers travaux encouragent le développement d'instruments motorisés portatifs** (Cf. Annexe II). Par ce concept, moins onéreux qu'un robot de télé-opération, on pense pouvoir offrir aux chirurgiens des instruments d'une plus grande dextérité et de nouvelles fonctionnalités en termes de microcapteurs et de microactionneurs.

Cette étude et les recherches réalisées sur le capteur de force, confortent notre idée sur les potentialités des microsystèmes dans le domaine de la chirurgie. En résumé, on peut facilement imaginer une multitude de concepts, basés sur l'intégration de microcapteurs et de microactionneurs dans un instrument portable, qui permettront aux chirurgiens d'avoir sur l'outil terminal des fonctions multiples de mesures physiques ou biochimiques : nos options iraient dans le sens d'une information sécurisante sur la position des instruments de chirurgie (Exp. : capteurs de pression, de température, échographique...), pour évaluer la proximité de vaisseaux sanguins, de nerfs, de tumeurs....

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Absten G. T., *Practical electro-surgery for clinicians*. Dans Edition Professional Medical Education Association Inc, 1999.

Al Bassit L., Smith-Guérin N., Novales C., Viereys P., Poisson G., OTELO : *Un robot portable de télé-échographie mobile*, CNRS'IUT, France, 2002.

André J., Mangez J., Moreels X. et Polet R., *Device for positioning surgical instruments*. Brevet d'invention US6409735, Medsys SA, 25 Juin 2002.

Anio S., Gilbert J. M., Soin B., Finlay P. A. et Gordon A. *Controlled trial of the introduction of a robotics camera (Endoassist) for laparoscopic choleystectomy*. Dans 11th Annual Scientific Meeting, Society for Minimally Invasive Therapy. Boston, Septembre 1999.

AOLF: Association des Orthopédistes de langue Française, *Recueil scientifique du 8^{ème} Congrès de l'AOFL*. Bucarest, République de Tchécoslovaquie, 12-16 mai 2002.
Site internet : <http://www.aolf2002.ro/>

Ashurst W. R., Maboudian R., Yau C. et Carraro C., *Dichlorodimethylsilane as an Anti-Stiction Coating for MEMS*. Department of chemical engineering, university of California, 2000.

Ayache N., *Medical computer vision, virtual reality and robotics*. Dans Image and Vision Computing, 13(4):295-313, May 1995.

Baggish M.S., Tucker R.D., *Tissue actions of bipolar scissors compared with monopolar devices*. Dans Fertility and Sterility, pages 422-600, Fevrier 1995

Bailly Y., *Modélisation et commande d'un micro-robot hybride – Application à la pose d'endoprothèses aortiques en chirurgie mini-invasive*. Thèse au LIIA, Université Paris 12, 2004.

Benesh P., *Getting Docs to buy \$1 Mil robot ain't easy*, Dans Investor's Business Daily, Semaine 39, 2004.

Berguer R., Gerber S., Kilpatrick G. Beckley D., *An ergonomic of in line vs pistol-grip handle configuration in a laparoscopic grasper*. Dans Surgical Endoscopy, Ultrasound and interventional techniques, vol. 12, page 458-462, 1998.

Berguer R., Gerber S., Kilpatrick G., Beckley D., *An ergonomic comparison of in-line vs pistol-grip handle configuration in a laparoscopic grasper*. Dans Surg Endosc.12(6): 805-808., juin 1998.

- Berguer R., *Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments*. Dans *Surgical Endoscopy, Ultrasound and interventional techniques*, vol. 12, page 805-808, 1998.
- Berjano E.J., Hornero F., Oria C., Montero A., *Bipolar electrosurgery with long electrodes for RF coagulation of atrial tissue*. Dans *Proceedings of the 19th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* vol. 6, pages 2528 à 2530, 1997.
- Berkelman P. J., Boidard E. et Cinquin P., *Automatic Instrument tracking with a Compact laparoscopic endoscope using an external optical localize*. Dans *Surgetica-CAS, 1st European Conference on Computer Assisted Surgery*, Sauramps Medical, Grenoble, France, Septembre 2002.
- Berkelman P.J., Boidard E., Cinquin P., Trocazz J. et al.. *Development of a compact cable-driven laparoscopic endoscope manipulator*. Dans *Proc. of the fifth International Conference on Medical Image and Computing and Computer Assited Intervention (MICCAI)*, Lecture Notes in Computer Science, 2488, pages 17-24, Springer, Tokyo, Japan, Septembre 2002.
- Bétemps M. et Jutard A., *Constituant technologiques des robots manipulateurs*. Dans *Analyse et modélisation des robots manipulateurs – Chapitre 1*, pages 18-45, Edition Hermes, Paris, France, 2001.
- Bholat O. S., Haluck R. S., Kutz R. H., Gorman P. J., and Krummel T. M., "Defining the role of haptic feedback in minimally invasive surgery", *MMVR 7*, Amsterdam, Netherlands, 1999.
- Bim-Merle D., Keat Ooi C., Overly S., Wu S-L., *Ethicon Endo-Surgery: Bipolar Vessel Sealing Device, Biomedical Device Design and Evaluation Biomechanical Engineering*. Projet ME-382 de Division Mechanical Engineering Department, Stanford University, USA, 9 juin 2003.
- Bistu G., Elizalde J. G., Garcia-Alonso I., Olaizola S., Castano E., Gracia J. F. et Garcia-Alonso A., *A micromachined pressure sensor for biomedical applications*. Dans *journal of Micromechanics and Mircoengineering*, Vol 7, page 244-246, 1997
- Blumenkranz S. J., Tierney M. J., Cooper T. G., Guthart G. S., Julian C. A., Younge R. G., *Surgical robotic tools, data architecture, and use*, Brevet US6331181, Intuitive Surgical Inc., 18 décembre 2001.
- Boisson J. M., *Protection climatique - Revêtements inorganiques et organiques*. Article E3944 dans les techniques de l'ingénieur, décembre 1990.
- Boukabache A., Menini P., Pons P., *Micro-capteurs de pression*. Dans *Techniques de l'Ingénieur*, Article R207, 2001.
- Breedveld P., Noodgodstraat L., Gouda R.S., Shigeo H., *Spring and endoscope equipped with such a spring*. Brevet d'invention WO0213682, Amsterdam, 2002.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Brock D., Meglan D., Rogers G.S., Ailinger R., Driscoll D., Lee, W. Solbjor A., et Weitzner B., *Robotic medical instrument system*. Brevet d'invention US2004176751, Endovia Medical Inc., 9 aout 2004.
- Buckingham R., *Snake arm robots*, Int. J. Industrial Robot, Vol. 29, No. 3, pp242-245, 2002.
- Bumol T. F. et Watanabe A. M. *Genetic Information, Genomic Technologies, and the Future of Drug Discovery* JAMA, Feb 2001; 285: 551
- Burns C. R., Tierney M. J., Gere D., Stern J. D., *Stereo imaging system and method for use in telerobotic systems*. Brevet d'invention US6720988, Intuitive Surgical Inc., 13 avril 2004.
- Cadière G. B., *Cours européen de chirurgie laparoscopique*. Université libre de Bruxelles, Hospital de Saint Pierre, 2000.
- Camon H., Fabre N., Esteve D., Sarraute E., Lefevre Y., *Electrostatic micromotor and millimetric systems*. Dans *Proc. de 1st Workshop on MicroRobotics and Systems*, pages 169-179, Karlsruhe, Allemagne, 15-16 Juin 1993.
- Cannet G. et Delzenne M., *coupage thermique et coupage au jet d'eau*, Article BM7280 dans les techniques de l'ingénieur, juillet 1998.
- Cao C. G. L., et MacKenzie C. L., *Task and motion, analyses in endoscopic surgery*. Dans *Proc. de 5th Annual Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 583-590, Atlanta, USA, 1996.
- Casal A., Hogg T. and Cavalcanti A., *Nanorobots as Cellular Assistants in Inflammatory Responses*. Dans *Proc. IEEE BCATS Biomedical Computation at Stanford 2003 Symposium*, IEEE Computer Society, Stanford CA, USA, octobre 2003.
- Cavalcanti A., Rosen L., Kretly L C., Rosenfeld M., Einav S., *Nanorobotic challenges in biomedical application, design and control*. Dans *Proc. de IEEE ICECS Int'l Conf. on Electronics, Circuits and Systems*, Tel Aviv, Israel, décembre 2004.
- CEDIT, *Dispositifs d'hémostase vasculaire et tissulaire : LigaSure™ et TissueLink™ (procédure d'instruction rapide)*, Ref 04.01/Av1/04, 16 mars 2004.
- CEDIT, *Vidéocapsule endoscopique digestive*, Ref 01.07/Re2/03, 12 décembre 2003.
- Cha K-H. et Kim D-E., *Investigation of the tribological behavior of ctadecyltrichlorosilane deposited on silicon*. Dans *Wear* 251, pages 1169–1176, 2001.
- Chapelle F., Dumont G., Chocron O., *Prototypage virtuel de micro-endoscope par algorithmes évolutionnaires*, 1998.
- Charvet-Protat S., *Diffusion de la chirurgie cœlioscopique en France : Quels enjeux économiques*. Rapport ANDEM, service des études, 28 avril 1994.
- Cheah, L. K., Tan Y. M., Wei J. et Wong C. K., *Gold to Gold Thermosonic Flip-Chip Bonding*, Tutorial sur www.flipchips.com

- Chen X., Lal A., *Integrated pressure and flow sensor in silicon-based ultrasonic surgical actuator*. Dans Proc. de IEEE Ultrasonics Symposium 2001 pages 1373-1376, Atlanta, USA, 7-10 octobre 2001.
- Chen X., Yang S., Hasegawa M., Takeuchi K., Kawabe K., Motojima S., *Novel Tactile Sensors Manufactured by Carbon Microcoils*. Dans Proc. de 2004 International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems (ICMENS), Banff, Canada, 25-27 Aout 2004.
- Chial V.B., Greenish S., Okamura A. M., *On the display of haptic recordings for cutting biological tissues*. Dans Proc. de 10th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pages 80-87, IEEE Virtual Reality Conference, 2002.
- Chu Z., Sarrob P. M., Middelhoek S., *Silicon three-axial tactile sensor*. Dans Sensors and Actuators A vol. 54, pages 505-510, 1996.
- Cimino A. et Cunningham R., *Endovia dives into clinical trials with its robotic surgery system*, *Mass Hight Tech*, June 2002.
- Clot J., Richard J. P., Falipou J., *Capteur Tactile*. Brevet d'Invention Francais FR2330996, ANVAR, 1977.
- CM-K63126 : Aesop system and accessories. Agrément FDA délivré à Computer Motion Inc., 4 juillet 1997.
- Coiffet P., *Historique et enjeux de la téléopération*. Dans *Téléopération et télérobotique - Chapitre 1*, pages 19-37, Edition Hermes, Paris, France, 2002.
- Cooper T. E. et Trezek G. J., 2002, *Correlation of thermal properties of some human tissue with water content*, *Aerospace medicine*, pages 24-70, 2002.
- Corbillion E., Xerri B., Pouillé A. I., Rumeau Pichon C., Devaud C., Cardoso R., Robert Rouillac H., *La chirurgie assistée par ordinateur – rapport d'étape*. Dans les rapports de l'ANAES, 2002.
- Coste-Maniere E., Adhami L., Severac-Bastide R., Boissonnat J. D. et Carpentier A. *Planification et simulation de chirurgie cardiaque mini-invasive robotisée*. Dans *Comptes Rendus Biologies*, Volume 325, Issue 4, Pages 321-326, Avril 2002,
- Dario D, De Rossi D. *Tactile sensors and the gripping challenge*. IEEE Spectr vol 5, pages 46-52, 1985.
- Dario P., Carrozza M. C., Marcacci M., D'Attanasio S., Magnani B., Tonet O., Megali G., *A novel mechatronic tool for computer assisted arthroscopy*. Dans *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 4, pages 15-29, 2000.
- De Los Santos H. J., *Microelectromechanical Systems*. Dans *Introduction to Microelectromechanical (MEM) Microwave Systems*. – Chapitre 1, pages 1-23, Edition Artech House, Boston, London, 1999.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- DeHennis A. et Wise K. D., *A double-sided single chip wireless pressure sensor*. Dans Proc. De MEMS 2002, Las Vegas, USA, 20-24 janvier 2002.
- Den Boer K. T., Bruijn M., Jaspers J. E., Stassen L. P. S., Van Erp W. F. M., Jansens A., Go P., Dankelman J. et Gouma D. J., *Time action analysis of instrument positioners in laparoscopic choleystectomy*. Dans Surgical Endoscopy, Vol. 16, pages 142-147, 2002.
- Deno C. Murray R., Pister K. and Sastry S., *Finger like biomachanical robot*. Dans ERL technical report, Université de Californie, Berkeley, USA, 1992.
- Deo S. V. S., Shukla N. K., Asthana S., Niranjana B., Srinivas G., *A Comparative Study of Modified Radical Mastectomy Using Harmonic Scalpel and Electrocautery*, Dans Singapore Med J Vol 43(5), pages 226-228, 2002.
- Dombre E., Michelin M., Poignet P., Bidaud P., Morel G., Médéric P., Sallé D., Ortamier T., Zemiti N., Gravez P., Bonnet N., Karouia M., *Projet MARGE : Modélisation, Apprentissage et Reproduction du Geste Endochirurgical*, Dans Journées Robea - MARGE janvier 2004.
- Duerig T. W., The use of superelasticity in modern medicine, Dans MRS Bulletin (Materials Research Society), Volume 27, Number 2, pages 101-104, février 2002.
- Dunlap K. D., Wanzer L., *Is the robotic arm a cost-effective surgical tool ?* Dans AORN J 1998;68:265- 72.
- Durant S., *Capteur de déplacement*. Dans Technique de l'Ingénieur, Article R1800, 2002
- Dwarakanath T. A., Dasgupta B., Mruthyunjaya T. S., *Design and development of a Stewart platform based force-torque sensor*. Dans Mechatronics vol. 11, pages 793-809, 2001
- Elsevier France, Chirurgie Orthopédique assistée par ordinateur, ISBN : 2-84299-404-3
- Eltaib MEH et Hewit JR, *Tactile sensing technology for minimal access surgery - a review*, Dans Mechatronics, vol. 13, pp 1163-1177, 2003
- Esteve D., Van Meer F., Giraud A., Villeroy N., *Outil Terminal d'Instrument Chirurgical*, Brevet d'invention FR0213168 LAAS/CNRS, SINTERS SA, Extension PCT 21 Octobre 2003.
- Fabre N. et Conédéra V., *La photolithographie de résines épaisses*. Dans rapport N°04011, LAAS/CNRS, janvier 2004.
- Farris S., *What I saw at the AORN : The tables, lights, and other capital equipment that stood out in the AORN exhibit hall.*, Outpatient Surgery Magazine, Plano, USA Juin 2002.
- Fuh-Liang W., Shann-Chyi M. et Minsun O., *Design and construction of shaft-driving type piezoceramic ultrasonic motor*. Dans Ultrasonics, Volume 43, Issue 1, pages 35-47, octobre 2004.
- Gabriel C., Gabriel S., Corthout E., *The dielectric properties of biological tissues*, Dans progress in clinical biological research. pages 475-484, 1996.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Gabriel S., Corthout E., *The dielectric properties of biological tissues*, Dans Progress in clinical and biological research, page 475 à 484, 1996.

Gadonneix P., Manhès H. et Le Cavorzin N., *Endobloc : le bloc de coelioscopie opératoire*. Paris : Ed Vigot, 1993.

Gay G., Delvaux M., Fassler I., *La capsule vidéo-endoscopique M2A : nouvelle investigation d'avenir ?* Dans Act Endosc 32 : 1-3, 2002.

Geis W. P., Kim H. C., Brennan E. J., McAfee P. C. et Wang Y., *Robotic arm enhancement to accommodate improved efficiency and decreased resource utilization in complex minimally invasive surgical procedures*. Dans Proc. de Medecine Meets Virtual Reality, pages 471-481, San Diego, USA, 1996.

Ghodoussi M., Burtner S.E. et Wang Y., *Robotic Surgery, The transatlantic case*. Dans Proceeding of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1882-1888. Washington, USA, mai 2002.

Giraud A., Esteve D., Van Meer F. et Caron P., *Robot chirurgical et positionnement d'un instrument chirurgical porteur d'un outil terminal chirurgical*. Brevet d'invention FR0213169, LAAS/CNRS, SINTERS SA, Extension PCT 21 Octobre 2003.

Giulianott P. C., Coratti A., Angelini M., Sbrana F., Cecconi S., Balestracci T., Caravaglios G., *Robotics in general surgery: personal experience in a large community hospital*, Dans Arch Surg. 2003 Jul;138(7):777-84.

Gossot D., Reboulet C. et Thoulouse F., *Development of a wrist mechanism in endoscopic surgery*. Dans medical Workshop ESTEC-ESA, Noordwijk, Hollande, 25-27 mai 1994.

Gray B. L., Fearing R. S., *A surface micromachined microtactile sensor array*. Dans Proc. de IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, Avril 1996.

Hill J.W. and Salisbury J.K., *Study to Design and Develop Remote Manipulator Systems*. SRI Project 4055. SRI International, Menlo Park, USA, November 1996.

Homasson J-P., *Thermocoagulation haute fréquence : utilisation en endoscopie bronchique*. – Revue des maladies respiratoires – pages 625-632, 1999.

Howe R. D. et Matsuoka Y. *Robotics for surgery*, Annu. Rev Biomed Eng 1999;1:211

Howe R. D., *Tactile sensing and control of robotic manipulator*. Dans Journal of Advanced Robotics, vol. 8, pages 245-261, 1994.

Ikuta K., Hasegawa T. et Daifu S., *Hyper Redundant Miniature Manipulator "Hyper Finger" for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area*". Dans Proc de 2003 IEE International Conference on Robotic and Automation, Taipei, Taiwan, Septembre 2003, p.1098-1102.

Interlink FSR Guide, *FSR integration guide & evaluation parts catalog with suggested electrical interfaces*. Dans MAS.836 Sensor Systems for Interactive Environments, Mars 2004.

ISI-K0225574: *Thoracoscopically-Assisted Cardiotomy Procedures*. . Agrément FDA délivré à Intuitive Surgical System Inc., 12 novembre 2002.

ISI-K965001: *Intuitive surgical endoscopic instrument control*. Agrément FDA délivré à Intuitive Surgical System Inc., 31 juillet 1997.

ISI-K990144 : *General Laparoscopic Surgery (gallbladder, gastroesophageal reflux and gynecologic surgery)*. Agrément FDA délivré à Intuitive Surgical System Inc., juillet 2000.

ISM (Institut Supérieur des Métiers), *Assembler par collage*, Guide de la technique de l'artisan, 1994.

Jin W. L. et Mote C. D., *A six components silicon micro force sensor*. Dans Sensors and Actuators A vol. 65, pages 109-115, 1998.

Joffre F., Giron J. et Lamarque J.L., *Guide du manipulateur en imagerie médicale*, Tome I: Bases techniques et Physiques Editions AXONE 1989.

Judy J. W., Biomedical applications of MEMS. Dans Proc. de *Measurement Science and Technology Conference*, pages 403-414, Anaheim, Canada, 20-22 Janvier 2000.

Jungles S.L., *Video wireless capsule endoscopy: a diagnostic tool for early Crohn's disease.*, Dans Gastroenterol Nurs. 27(4):170

Kajimoto H., Kawakami N., Maeda T. et Tachi S., *Tactile feeling display using functional electrical stimulation*. Dans proc. de The Ninth International Conference on Artificial reality and Telexistence (ICAT'99), Waseda, Japon, 1999.

Kavoussi, L. R., Moore R. G., Adams J. B. et Partin A. W., *Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control*. Dans The Journal of Urology, Vol. 154, pages 2134-2136, 1995.

Kennedy J. S., Stranahan P. L., Taylor K. D. et Chandler J. G.. *High-burst-strength, feedback-controlled bipolar vessel sealing*. Dans Surg Endosc. 12:876-878., 1998.

Kobayashi Y., Chiyoda S., Watabe K., Okada M., Nakamura Y., *Small Occupancy Robotic Mechanisms for Endoscopic Surgery*. Dans Proc. of International Conference on Medical Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI2002), pages 75-82, 2002.

Kontarinis D. A., Son J. S., Peine W. et Howe R. D., *A tactile shape sensing and display system for teleoperated manipulation*, dans Proc. de IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 641-646, Nagoya, Japan, May 1995.

Kotzar G., Freas M., Abel P., Fleischman A., Roy S., Zorman C., Moran J. M., Melzak J., *Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices*. Dans Biomaterials 23 (2002) pages 2737-2750, décembre 2001.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Kremer D., *Usinage par électroérosion*. Article BM7251 dans les techniques de l'ingénieur, octobre, 2000.
- Krishna G. M. et Rajanna K., *Tactile Sensor Based on Piezoelectric Resonance*. Dans *Sensors*, 2002. Proceedings of IEEE, vol. 2, pages 1643-1647, 2002.
- Kujala S., Pajala A., Kallioinen M., Pramila A., Tuukkanen J., et Ryhanen J., *Biocompatibility and strength properties of nitinol shape memory alloy suture in rabbit tendon*. Dans *Biomaterials*, Volume 25, Issue 2, pages 353-358, janvier 2004,
- Le Goër J. L. et Avril J., *Capteurs à jauges extensométriques*. Dans *Techniques de l'Ingénieur*, Article R1860, 1992.
- Leboutitz K. S., Migliuolo M., *Cutting instrument having integrated sensors*. Brevet d'invention WO0207617, société Verimetra Inc., 31 janvier 2002.
- Lee G. D., *Electrosurgical generator with adaptive power control*, Brevet d'invention EP0870473, Valleylab Inc., 14 octobre 1998.
- Lee H. J., Lee J. J., *Evaluation of the characteristics of a shape memory alloy spring actuator*. Dans *Smart Mater. Struct.*, pages 817-823, 2000.
- Léveque R., *Aciers à outils - Élaboration et transformation*. Article M4586 dans les techniques de l'ingénieur, juin 2003.
- Li P. et Wen Y., *An arbitrarily distributed tactile piezoelectric sensor array*. Dans *Sensors and Actuators A* vol. 65, pages 141-146, 1998.
- Lotan Y., Cadeddu J. A., Gettman M. T., *The new economics of radical prostatectomy: cost comparison of open, laparoscopic and robot assisted techniques.*, Dans *J Urol*. 172 pages 1431-1435, octobre 2004.
- Madhani A. J., *Design of a Teleoperated Surgical Instruments for Minimally Invasive Surgery*, PhD Thesis, Departement of Mechanical Engineering, MIT, 1998.
- Madhani A. J., Niemeyer G. and Salisbury J. K., *The Black Falcon : A Teleporated Surgical Instrument for Minimally Invasive Surgery*. Dans *Proc. de IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Victoria B.C., Canada, 13-17 octobre 1998.
- Madhani A.J. and Salisbury J.K., *Force-reflecting surgical instrument and positioning mechanism for performing minimally invasive surgery with enhanced dexterity and sensitivity*, Brevet US5807377, Intuitive Surgical Inc., 15 Septembre 1998.
- Manzo S., Anderson S., et Wallace D. T., *Platform link wrist mechanism*. Brevet d'invention US2004162547, Intuitive Surgical Inc., 19 aout 2004.
- Manzo S., Chang S., Cooper T. G., Williams D., Anderson S. C. Wallace D. T., *Surgical tool having positively positionable tendon actuated multi-disk joint*. Brevet WO03001986, Intuitive Surgical Inc., 9 janvier 2003.

Marescaux J, Mutter D, Soler L, Vix M, Leroy J. L'université virtuelle appliquée à la téléchirurgie : de la télééducation à la télémanipulation. *Chirurgie, Bull. Acad. Nat Méd.* 1999, 183, 3 : 509-522.

Marescaux J., Clément J. M., Tasseti V., Koehl C., Cotin s., Russier Y., Mutter D., Delingette H., et Ayache N., *Virtual reality applied to hepatic surgery simulation : The next revolution.* Dans *Annals of Surgery*, 228(5):627-634, November 1998.

Marescaux J., Leroy J., Gagner M., Rubino F., Mutter D., Vix M et al. *Transatlantic robot-assisted telesurgery.* *Nature* 413, Pages 379-380, 2001.

Martin R., *Formage à la presse.* Article B7510 dans les techniques de l'ingénieur, juillet 1977.

Massie T. H. et Salisbury J. K., *The Phantom Haptic Interface: A Device for Probing a Virtual Objects,* dans *Dynamic Systems and Control*, Proc. ASME, pages 295-299, Chicago, USA, 1994.

Matern U., Giebmeyer C., Bergmann R., Waller P., Faist M., *Ergonomic aspects of four different types of laparoscopic instrument handles with respect to elbow angle. An electromyogram-based study.* Dans *Surg Endosc.*, 16(11):1528-32., novembre 2002.

Matern U., Waller P., *Instruments for minimally invasive surgery: principles of ergonomic handles.* Dans *Surg Endosc.* 13(2): pages 174-182, février 1999.

Mei T., Li W. J., Ge Y., Chen Y., Ni L., Chan M. H., *An integrated MEMS three-dimensional tactile sensor with large force rang.* Dans *Sensors and Actuators A*, vol. 80, pages 155-162, 2000

Merlet J. P. et Pierrot F., *Modélisation des robots parallèles.* Dans *Analyse et modélisation des robots manipulateurs – Chapitre 3*, pages 93-144, Edition Hermes, Paris, France, 2001.

Merlet J. P., *Miniature in-parallel positioning system MIPS for minimally invasive surgery.* Dans *Proc. de World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Nice, 14-19 Septembre 1997.

Mettler L., Ibrahim M. et Jonat W., *One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder AESOP).* Dans *gynaecological endoscopic surgery.* *Human Reproduction*, Vol. 13, pages 2748-2750, 1998.

Minor M. A. et Mukherjee R., *Dexterous articulated linkage for surgical applications.* Brevet US6309403, Université du Michigan., 30 octobre 2001.

Mitsuishi M., Arata J., Tanaka K., Miyamoto M., Yoshidome T., Iwata S., Warisawa S. et Hashizume M., *Development of a Remote Minimally-Invasive Surgical System with Operational Environment Transmission Capability.* Dans *Proc of IEEE International Conference of Robotic and Automation*, Tapei, Taiwan, 14-19 Septembre 2003.

Moreau M. R. et Le Béchech J., *Force. Couple.* Dans *Techniques de l'Ingénieur*, Article R1820 1992.

Moy G., Wagner C. et Fearing R. S., *A compliant tactile display for teletaction*. Dans IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Avril 2000.

Muhlmann G., Klaus A., Kirchmayr W., Wykypiel H., Unger A., Holler E., Nehoda H., Aigner F., Weiss H. G., *DaVinci robotic-assisted laparoscopic bariatric surgery: is it justified in a routine setting?*, Dans *Obes Surg.* 2003 Dec;13(6):848-54.

Mutter D., *Principes de base : bistouris électriques et haute fréquence*, WebSurg, IRCAD, Strasbourg.

Nakamura R., Kobayashi E., Masamune K., Sakuma I., Dohi T., Yahagi N., Tsuji T., Hshimoto D., Shimada M., Hashizume M., *Multi-dof forceps manipulator system for laparoscopic surgery*. Dans Proc. MICCAI, 2000.

Nicholls H. R., Lee M. H., *A survey of robot tactile sensing technology*. Dans *Int J Robot Res* vol. 8, pages 3–30, 1989.

Nicolson E., *Tactile Sensing and Control of a Planar Manipulator*, thèses de doctorat, Université de Californie, Berkeley, USA, November 1994.

Nojima t., Sekiguchi D., Inami M. and Tachi S., *The SmartTool: a system for augmented reality of haptics*. Dans Proc. de IEEE-VR Conference 2002, pages 67-72, Orlando, USA, mars 2002.

O'Brien B., Carroll W. M. et Kelly M. J., *Passivation of nitinol wire for vascular implants—a demonstration of the benefits*. Dans *Biomaterials*, Volume 23, Issue 8, pages 1739-1748, avril 2002.

Otsuka K. et Kakeshita T., *Science et technology of shape-memory alloys : New developments*. Dans *MRS Bulletin (Materials Reseach Society)*, Volume 27, Number 2, pages 91-99, février 2002.

Ou C.S., Joki J., Wells K., Zabriske V., Hamilton K., Tsuang M., Rowbotham R., *Total laparoscopic hysterectomy using multifunction grasping, coagulating, and cutting forceps*. Dans *J Laparoendosc Adv Surg Tech*, 14(2):67-71., avril 2004.

Ouaknine M., Arranz P., Litwak J., Association d'un podomètre électronique et d'une plateforme de posture pour l'évaluation précise des appuis podaux. Brevet d'invention FR2815242, société Midi Capteurs SA, France, 19 mai 2002.

Panvert C., *Progrès en télémédecine*, Canoë Media – CyberActualités, 25 Fevrier 2003.

Papakostas T. V., Lima J., Lowe M., TekScan Inc. *A large area force sensor for smart skin applications*. Dans MAS.836 Sensor Systems for Interactive Environments, Mars 2004.

Park S., Takemura K., Maneo T., *Development of multi-dof ultrasonic actuators for surgical tools*. Dans Proc. de inter-noise, 2003.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Patoor E., Berveiller, M., *Technologie des alliages à mémoire de forme*. Dans Edition Hermès, 1994.

Patronik N., Zenati M. A., and Riviere C., *Crawling on the Heart: A Mobile Robotic Device for Minimally Invasive Cardiac Interventions*. Dans Proc. de MICCAI 2004, Springer, Septembre, 2004, St Malo, France.

Peirs J., Clijnen J., Herijgers P., Reynaerts D., Van Brussel H., Corteville B. and Boone S., *Design of an optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery*. Dans Proc. Eurosensors, 2003.

Peirs J., Reynaerts D., Van Brussel H., *A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope*. Dans Sensors and Actuators A 92, pages 343-349, 2001.

Peirs J., Van Brussel H, Reynaerts D., De Gerssem G., *A flexible distal tip with two degrees of freedom for enhanced dexterity in endoscopic robot surgery*. Dans Proc. du 13^{ème} Micromechanics Europe Workshop, Sinaia, Roumanie, 6-8 octobre 2002.

Pennes H. H., *Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm*, Journal of Applied Physiology 1, pages 93– 22, 1948. Davalos R. V., Rubinsky B., Mir L. M., *Theoretical analysis of the thermal effects during in vivo tissue electroporation*. Dans Bioelectrochemistry 61, 99–107, 2003.

Petersen K., Silicon as mechanical materiel. Dans Proc. de IEEE, Vol 70, No 5, pages 420-457, Mai 1982.

Rebello K. J., Applications of MEMS in Surgery. Dans Proc. de IEEE, Vol 92, No 1, janvier 2004.

Reboulet C., “Master-slave” remote manipulation apparatus having six degrees of freedom, Brevet PCT WO9718927, ONERA, 2002.

Reboulet C., *Articulation device with parallel structure and remote movement-transmission appliances applying it*, Brevet Français FR2672836, ONERA, 1992.

Reichenspuner H., Damanio R., Mack M., Boehm D, Gulbins H., Deter C., Meiser B., Ellgass R. et Reichart B.. *Use of the voice controlled and computer assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery by-pass grafting*. Journal of Thoracic and CardioVascular Surgery, 1999.

Reynaerts D., Peir J., Van Brussel H., *Shape memory micro-actuation for gastro-intestinal intervention system*. Dans Sensors and Actuators A 77, pages 157-166, 1999.

Richards C., Rosen J., Hannaford B., Pellegrini C., Sinanan M., *Skills evaluation in minimally invasive surgery using force/torque signatures*. Dans Surg. Endosc. vol. 14, pages 791–798, 2000.

Rigo S., Alexis J. Masri T., Desmarres J. M., Petit J-A., *Le nanoindenteur, un outil pour la microcaractérisation des matériaux issus des technologies MEMS*. Dans Proc. de 2^{ème} journées du RTP fiabilité, Carry le Rouet, France, 15 et 16 mars 2004.

Rininsland H., *ARTEMIS : A telemanipulator for cardiac surgery*. Dans European Journal of Cardio-thoracic Surgery 16 (Supple 2), S106 – S111, 1999.

Rogers G.S. et Cao C.G.L., *Computer-Enhanced Instruments: The next Generation of surgical robots*. Dans Primer of Robotic & Telerobotic Surgery, Section II: Introduction to surgical robots and telerobots, pages 66-67, 10 mars 2004.

Sallé D., Cepolina F., Bidaud P., *Surgery grippers for Minimally Invasive Heart Surgery*, in Proc. of IEEE International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping IMG 04, Genova, Italy, ISBN 88 900 426-1-3, 2004

Sackier J. M. et Wang Y., *Robotically assisted laparoscopic surgery: From concept to development*. Dans Surgical Endoscopy vol. 8, 1994.

Salisbury J. K., Madhani A. J., *Wrist mechanism for surgical instrument for performing minimally invasive surgery with enhanced dexterity and sensitivity*, Brevet US5797900, Intuitive Surgical Inc., 25 Aout 1998.

Seibold H., Kuebler B., Weiss H., Otmaier T. et Hirzinger G., *Sensorized and actuated instrument for minimally invasive robotic surgery*. Dans Proc. EuroHaptics, 2003.

Shikida M., Shimizu T., Sato K., Itoigawa K., *Active tactile sensor for detecting contact force and hardness of an object*. Dans Sensors and Actuators A, vol. 103, pages 213-218, 2003.

Shimachi S., Hakozaiki Y., Tada T., Fujiwara Y., *Measurement of force acting on surgical instrument for force-feedback to master robot console*. Dans International Congress Series 1256, pages 538–546, 2003.

Simaan N., Taylor R., Flint P., *A Dexterous System for Laryngeal Surgery, Multi-Backbone Bending Snake-like Slaves for Teleoperated Dexterous Surgical Tool Manipulation*. Dans Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation New Orleans, USA, avril 2004.

Steinzig M. et Swensen E., Bend test of silicon ladders to determine ultimate strength. Rapport Hytec Inc.HTN 102050-0016, 8 mars 2000.

Suwito W., Dunn M. L., Cunningham S. J., Mechanical behavior of structures for microelectromechanical systems. Dans Proc. De IEEE transducers'97, paper 2D1.06P, Chicago, USA, juin 1997.

Suzuki T., Aoki E., Kobayashi E., Tsuji T., Konishi, K., Hoshizume M., Sakuma I., *Development of forceps manipulator for assisting laparoscopic surgery*. Dans Proc. CARS 2004, Chicago, Juin 23-26, 2004.

Takemura K., Harada D., Maneo T., *Development of a master-slave system for active endoscope using a multi-dof ultrasonic motor*. Dans Proc. of the 32nd International Symposium on Robotics, 19-21 avril 2001.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Tanase D., Goosen J. F. L., Trimp P. J., et French P. J., *Multi-parameter sensor system with intravascular navigation for catheter/guide wire application*. Dans *Sensor and Actuators A* 97-98, pages 116-124, 2002.

Technical Brief #302, Initial Economic Outcomes of TissueLink™ Products in Liver Surgery, 2002

Tempany C. M. et McNeil B. J., *Advances in Biomedical Imaging*
JAMA, Feb 2001; 285: 562 - 567.

Tholey G., Pillarisetti A., Green W. et Desai J. P., *Design, development, and testing of an automated laparoscopic grasper with 3-D force measurement capability*, Dans *Proc. De Medical Simulation 2004*, Cambridge, USA, 17-18 juin 2004.

Tiessen R. G., *Continuous metabolic monitoring techniques*, University Library Groningen, 2001.

Troussier G., *Intégration de bobines sur silicium pour la conversion d'énergie*. Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées, Toulouse, 158 pages, rapport LAAS/CNRS N°04433, 6 Juillet 2004

Tungjitkusolmun S., Je Woo E., Cao H., Tsai J-Z., Voperain V. R., Webster G., *Finite element analyses of uniform current density electrodes for radio-frequency cardiac ablation*. Dans *IEEE transaction on biomedical engineering*, vol. 47 N° 1, janvier 2000.

Van Meer F., Esteve D., *Microtechnology applications for medical instrumentation*, Cellular Molecular Biology Journal, vol.50 issue 3, 2004.

Van Meer F., Giraud A., Esteve D., et Caron P., FR0409770: *Transmission Mécanique Axialement Orientable et Rigide en Torsion*, LAAS/CNRS, SINTERS SA, September 15, 2004.

Veelen M.A., Meijer D.W., Goossens R.H., Snijders C.J., Jakimowicz J.J., *Improved usability of a new handle design for laparoscopic dissection forceps*. Dans *Surg Endosc.*16(1): pages 201-207., janvier 2002.

Vilchis a., Troccaz J., Cinquin P., Guerraz A., Pellisier F., Thorel B., Courrèges F., Poisson G., Althuser M., Ayoubi J.-M., *Experiments with TER tele-echography robot*. Dans *Proc. MICCAI'02*, lecture notes in Computer Science, Springer Verlag, 2002.

Villoutreix J., Acetarin J. D., *Polyéthéréthercétone (PEEK)*. Article AM3394 dans les techniques de l'Ingénieur, mai 1994.

Vilos G., Latendresse K., Gan B. S., *Electrophysical properties of electrosurgery and capacitive induced current*, Dans *the american journal of surgery* 182 (2001) pages 222–225, mai 2001.

Wagner C. R., Lederman S.J., Howe R.D. *A tactile shape display using RC servomotors*, Haptics Symposium, Orlando, March 24-25, 2002.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Wang L., Beebe D. J., A silicon-based shear force sensor: development and characterization. Dans Sensors and Actuators A, vol. 84, pages 33-44, 2000

Wilson C., Beck P., Fracture testing of bulk silicon microcantilever beams subjected to side load, Dans journal of Microelectromechanical systems, Vol 5, N°3, pages 142-150, juin 1996.

Xu, Y., Tai, Y.C., Huang, P.H. and Ho, C.M., *IC-Integrated Flexible Shear-Stress Sensor Skin*, Dans Proc de Solid State Sensor and Actuator Workshop (SSAW '02), pages 354-357, Hilton Head Island, USA, Juin 2002.

Yamashita H., Daeyoung K., Nobuhiko H., Takeyoshi D., *A handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms*. Dans Proc. de MICCAI 2004, pages 121-128, St Malo, France, 26-29 septembre 2004.

Zenati M. A., Wolf A., Choset H., Snake like robot for intracavitary interventions, Biomedical Robotics Lab, Carnegie Mellon University, 2004.

Zwijze R.A.F, Wiegerink R.J., Krijnen G.J.M., Hien T., Elwenspoek M.C., *Design and realization of a miniature capacitive silicon force sensor for loads up to 500 kg*. Dans Proc. de ASME, 2000.

REFERENCES INTERNET

BIO-WEB : Site internet du Biomedical Robotics Lab :
<http://www.snakerobot.com/>

CAT-WEB : Site Internet du logiciel Catia®, Dassault Systemes'PLM :
<http://www.3ds.com/products-solutions/brands/CATIA/>

COU-WEB : Site Internet de la société Cousin Trestec, spécialiste de cordes textiles :
http://www.cousin-trestec.com/cad_prod01.htm

END-WEB : Site Internet de Endovia Inc. :
<http://endovia.millersystems.com/>

FAU-WEB : Site Internet du groupe Faulhaber :
<http://www.minimotor.ch/>

FOR-WEB : Site Internet du groupe FORSYM, Spécialisé dans le microusinage :
http://www.forsym.com/competences/nouvelles_technologies/index.html

GIV-WEB : Site Internet de la société Given Imaging, spécialiste pilule endoscopique :
<http://www.givenimaging.com/cultures/en-US/Given/French>

H20-WEB : Propriétés de la colle conductrice H20E de Polytec-PI Inc. :
<http://www.polytec-pi.fr/EPOTEK-1/datasheets/H20E%20CFDS.PDF>

IMC-WEB: Site Internet du Intelligent Microsystem Center, spécialiste pilule endoscopique:
http://www.microsystem.re.kr/main_eng/main.asp

IRV-WEB : Site Internet de la société Irvine Sensors Inc. spécialiste en mesure capteur :
<http://www.microsensors.com/index.html>

ISI-WEB : Pages média du site Internet d'Intuitive Surgical Inc.,
http://www.intuitivesurgical.com/news_room/

JED-WEB : Site Internet de la société JEDO SERVICES SA, spécialiste découpe jet d'eau :
<http://www.jedoservices.com/>

LIG-WEB : Site Internet de Valley Lab® Inc. / Tyco® Healthcare (Ligasure®) :
<http://www.ligasure.com/>

MAD-WEB: Site Internet de Madhani A. J. :
<http://www.ai.mit.edu/people/madhani/>

REFERENCES INTERNET

MEC-WEB : Site Internet de Medicauteur SA, société issue du LAAS/CNRS :
<http://www.medicapteurs.com/>

MED-WEB : Site internet de la Medsys (produit LapMan®)
<http://www.medsys.be/>

MEM-WEB : Site Internet de la société Memometal SA, spécialiste alliage nickel-titane :
<http://www.memometal.com/FR/Default.htm>

MIC-WEB : Site Internet de la société Newport Inc. / Microcontrol, spécialiste en optique :
<http://www.newport.com/>

NOR-WEB : Site Internet de RF systems lab, spécialiste pilule endoscopique :
http://www.rfnorika.com/e_system/e_system_001.html

PAR-WEB : Propriétés du Parylène à usage médicale :
http://www.vp-scientific.com/pdfs/parylene_properties.pdf

POL-WEB : Site Internet de la société Polytec-PI Inc./ Epoxy Tech., spécialiste du collage :
<http://www.polytec-pi.fr/EPOTEK-1/default.htm>

SAH-WEB: Site internet de la société Armstrong HealthCare (produit EndosAssist®) :
<http://www.armstrong-healthcare.com/endoassist.htm>

SEL-WEB : Site Internet de Selectronic SA, produit de robotique, carte servos 80.1008 :
http://www.selectronic.fr/produits/ROBOTIQUE/cartes/body_cartes.htm

STO-WEB : Site internet de la Société Karl Storz :
<http://www.karlstorz.com/>

TYC-WEB : Produit Tyco-Healthcare en chirurgie mini-invasive : ROTICULATOR*
ENDO GRASP*: http://www.tycohealth-ece.com/files/d0004/ty_9jfw0.pdf page1, outil 9.

VAL-WEB : Site Internet de Valley Lab® Inc. / Tyco® Healthcare (électrochirurgie):
http://www.valleylab.com/product/vessel_seal/

VER-WEB : Site Internet de la société Verimetra Inc.
<http://www.verimetra.com>

ANNEXE I : Cahier des charges EndoXiroB

1. Introduction

Ce cahier des charges du robot patient définit les performances, caractéristiques et contraintes à prendre en compte lors de la conception du robot.

Il définit de façon précise et quantifiée les diverses fonctionnalités de ce robot qui porte les instruments, et qui est lui-même porté par un pied support.

2. les performances et caractéristiques

☛ Mobilité :

La mobilité du robot patient est définie ci-après.

- Possibilité de rotation dans l'espace autour d'un point fixe de la tige de l'instrument dans un cône de ± 60 degrés. Ce point fixe est dit : centre instantané de rotation. Il est situé au centre de l'incision pratiquée sur le patient pour insérer le trocart.
- Rotation suivant l'axe de l'instrument de 360 degrés.
- Translation suivant l'axe de l'instrument de 250 mm.

La mobilité du robot patient nécessite au total seulement quatre axes de déplacement.

☛ Précision :

- La précision absolue est de 1mm en translation et de $0,1^\circ$ en rotation.
- La résolution en position est de $\pm 0,1^\circ$ (mouvement incrémental minimal de rotation),
 $\pm 0,07$ mm (mouvement incrémental minimal de translation).
- Il n'y a pas de contrainte forte sur les capacités de répétabilité, répétabilité $\pm 0,2$ mm.

☛ Rapidité :

La rapidité nécessaire est celle du poignet du chirurgien pour les gestes habituels de chirurgie, ce qui correspond aux vitesses suivantes :

- Translation : 80 mm /s vitesse maximale pour geste opératoire.
- Rotation : 90° /s vitesse maximale pour geste opératoire.
- Accélération : 10m/s^2 et $4000^\circ/\text{s}^2$.

☛ Capacité de charge :

Le poids de l'instrument est très faible, si possible de l'ordre de 0,5 kg.

Il sera de 0,8 kg au maximum.

La structure sera cependant manipulée parfois à la main car c'est un système réversible. Elle doit être compatible, hors tension, avec des efforts appliqués à la structure de l'ordre de 20 N.

Rappel : efforts appliqués par l'outil porté par le robot patient.

Les efforts standards appliqués sont compris entre 0 et 10 N et peuvent aller jusqu'à 15 N pour les translations et 0,25 Nm en effort continu de rotation.

L'effort maximum est de 50 N (effort de serrage de l'instrument chirurgical) et correspond au maintien d'une aiguille qui traverse un tissu.

☛ Légèreté :

- Le poids apparent du robot patient doit permettre sa mise en place et son déplacement par une seule personne sans difficulté.

Le robot patient doit être aussi léger que possible.

Estimation du poids maximum du robot patient sans sa structure porteuse, environ 18 kg.

☛ Rigidité :

Le robot patient doit être suffisamment rigide pour être compatible avec les contraintes de précision, rapidité et commande ; pour ce faire, la raideur mécanique du robot patient est estimée à : 3000N/m.

☛ Réversibilité :

Le robot patient doit être entièrement réversible car il est manipulable hors tension.

Les efforts pour déplacer le robot doivent être relativement peu importants.

L'effort maximum nécessaire pour déplacer le robot est estimé à 20 N.

☛ Facilité de mise en œuvre :

La conception du robot patient doit être réalisée dans le souci de conserver une facilité de mise en œuvre la plus grande possible avec une structure qui soit flexible, souple d'utilisation et facilement reconfigurable.

La mise en place des éléments est réalisée rapidement et sans outil, l'utilisation de systèmes vissés est de préférence à éliminer.

Le couplage/découplage des instruments avec le robot patient doit être réalisable en quelques secondes.

Cette fonctionnalité doit permettre une insertion et une extraction manuelles sûres des instruments même en situation d'urgence.

☛ Auto-équilibrage :

Hors tension, le robot patient doit être auto-équilibré afin d'être stable dans toutes les positions spatiales.

C'est un robot insensible à la gravité.

☛ Non interférence dans le balayage du volume de travail :

Le robot est formé de trois bras (mains gauche et droite et endoscope) dont la fixation sera définie lors de la conception, en fonction des contraintes opératoires de chaque spécialité.

Le positionnement des bras en position moyenne et leur encombrement doivent permettre le balayage du volume de travail chirurgical strict et accidentel sans interférence avec le patient, la table et les autres bras. L'espace libre au-dessus du patient doit permettre l'intervention d'un assistant sur un trocart complémentaire.

3. les contraintes

Les contraintes listées dans ce paragraphe sont à prendre en compte dans la conception du robot patient.

☛ Ajustement du trocart et du centre instantané de rotation :

Le pied support du robot patient doit réaliser cette fonction. Après positionnement approximatif au sol, il doit permettre le réglage fin du centre de rotation de l'instrument sur le centre du trocart.

Chaque articulation doit être équilibrée et verrouillable.

☛ Sécurité :

Le robot patient devra satisfaire les exigences définies dans les normes relatives à la sécurité des dispositifs médicaux :

En plus du respect de ces normes, les aspects suivants devront être pris en compte lors de la conception du système :

☛ Procédures d'utilisation : il est nécessaire d'identifier les contraintes liées aux procédures d'un bloc chirurgical avant de définir les procédures d'utilisation. En particulier, les tâches qui doivent être réalisables par l'équipe chirurgicale sans l'aide du système robotique comme, par exemple, l'introduction des outils, seront identifiées. Ces procédures seront à valider dans le détail avec le comité d'experts afin de s'assurer qu'elles répondent à leurs attentes.

☛ Pouvoir déconnecter rapidement les instruments des robots patients.

☛ Déconnecter manuellement : en cas de panne du robot patient ou de son alimentation, une procédure de gestion des défauts est à étudier et doit définir la mise

en position de sécurité. Il est de plus nécessaire dans de telles circonstances de pouvoir dégager le système manuellement.

☛ **Dégagement d'urgence** : en cas de nécessité durant l'intervention, la conversion de la phase robotisée à une phase manuelle doit pouvoir être réalisée en très peu de temps. Le temps de conversion inclut l'arrêt de la procédure robotisée, le retrait des outils et la procédure de dégagement des robots patients pour laisser l'accès au patient. Une procédure d'urgence est à définir afin d'en identifier clairement les contraintes.

☛ L'amplitude mécanique doit être limitée au besoin lié à la mobilité nécessaire.

☛ Le robot patient doit être insensible à la gravité ainsi que son système porteur.

☛ Stérilisation :

Du fait de l'utilisation du robot patient en bloc opératoire, il est nécessaire de définir quels seront les éléments à stériliser pour chacune des interventions en plus de ceux qui sont en contact direct avec le patient. Une interface amovible stérilisable sera définie entre l'instrument et le bras support, ainsi que l'utilisation d'une housse stérile pour le robot patient et son support.

☛ Ergonomie et Encombrement :

L'ergonomie du robot patient regroupe un certain nombre de contraintes à respecter.

☛ Dans le bloc :

- Avoir un encombrement minimum et optimisé au maximum.
- Ne pas gêner les déplacements des opérateurs.
- S'adapter à l'environnement (être facile à utiliser, à manœuvrer, à mettre en place).
- Etre mobile (peut être enlevé et déplacé à tout moment par une seule personne).

☛ Au point de vue des assistants :

- Etre libre de leurs mouvements.
- Pouvoir toujours accéder facilement au patient.

☛ Coût :

Le choix des concepts du robot patient devra être réalisé en tenant compte de l'objectif de coût qui a été fixé pour le système global.

Une attention particulière sera portée, dès la conception, aux coûts générés par les produits consommables lors des interventions.

☛ Normalisation, certification CE :

Le développement du robot patient se fera dans le respect des normes applicables à ce type de dispositifs médicaux.

Il sera également tenu compte de l'objectif de marquage CE, nécessaire à la mise sur le marché du robot et ce dès le démarrage des études.

☛ Interchangeabilité des instruments :

La conception des instruments doit permettre au maximum l'interchangeabilité entre les instruments.

☛ Déontologie :

Les concepts retenus pour le robot patient ne devront pas poser de problème en regard à la déontologie appliquée dans le milieu médical avec une attention particulière pour les aspects de responsabilité.

☛ Maintenance :

La conception du robot patient sera réalisée dans le souci de définir des actions de maintenance au moindre coût tout en respectant le niveau de sécurité nécessaire à un tel dispositif. Entre autres, l'entretien et les réglages doivent pouvoir être réalisés au maximum par un technicien de la structure médicale sans intervention d'un spécialiste.

ANNEXE II : Instrumentation portable motorisée et évolution des dispositifs chirurgicaux

Introduction

Dans cette thèse, l'accent est mis sur l'aspect instrumental en soulignant l'importance de minimiser son coût qui peut représenter pratiquement 80% du prix d'une intervention chirurgicale robotisée. On remarque assez facilement que la robotique médicale n'a pas encore pris une place importante et stratégique dans les politiques de dépenses hospitalières. On peut difficilement comparer l'essor de la robotique médicale à celui de l'imagerie, qui tient une place de choix dans les structures hospitalières grâce au gain diagnostique qu'elle apporte. Cependant, il semble inévitable, qu'avec l'innovation technologique, la robotique médicale et les microtechnologies soient, à plus ou moins long terme, utilisées pour des pratiques journalières et totalement démocratisées. Sans remettre en cause les travaux réalisés dans le projet EndoXiroB, nous pensons avec d'autres, qu'il existe une voie de développement parallèle qui permettrait de faciliter cette pénétration de la robotique au sein de blocs chirurgicaux. Cette voie, ou plutôt cette alternative, consisterait au développement d'un instrument portatif motorisé manipulable manuellement par la main du chirurgien. Nous allons en décrire succinctement le principe et son évolution possible dans cette annexe.

1 Principe d'une instrumentation motorisée portative

Les travaux réalisés au cours de cette thèse, nous ont permis de prendre conscience du manque de dextérité rencontré par les praticiens lors d'interventions en chirurgie mini-invasive. L'utilisation d'un système robotisé, coûteux et encombrant, n'est peut être pas la solution la plus directe, si l'objectif premier n'est qu'une simple augmentation des degrés de liberté à l'intérieur de la cavité opératoire. Dans le but de répondre à ce problème de dextérité, affiché par les chirurgiens, nous avons commencé à travailler au développement d'un outil portatif manuel permettant d'orienter et d'actionner un outil terminal de chirurgie au moyen d'une motorisation compacte et d'un petit joystick intégré (Cf. figure 1). A l'image des travaux de (Yamashita H et al., 2004), l'ensemble est constitué d'un bloc moteur, sur lequel vient se monter un instrument chirurgical. Cet instrument, qui représente la partie jetable du

système, est constitué d'un tube, d'une articulation polyarticulée au moyen de fils mécaniques (Cf. chapitre III) et éventuellement d'un ensemble de fils électriques pour alimenter des capteurs ou des outils de coagulation (Cf. chapitre IV).

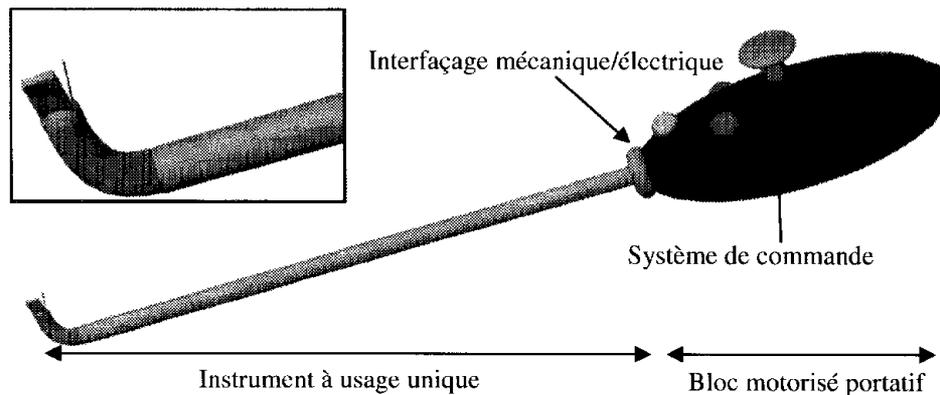


Figure 1: Vue d'artiste du concept d'instrument chirurgical portable. Le système comprend un bloc motorisé avec un ensemble de commandes qui articulent l'extrémité terminale de l'instrument.

Les difficultés de réalisation de ce type de systèmes sont :

- **la compacité et l'ergonomie pour une manipulation manuelle,**
- **la masse totale inférieure à 300g pour ne pas fatiguer la main,**
- **l'interfaçage mécanique et électrique entre l'instrument et le bloc moteur,**
- **la protection du bloc moteur avec une coque stérile**

L'ergonomie est un aspect essentiel d'une bonne utilisation d'un instrument de chirurgie. Un nombre important de publications sur ce sujet le souligne : (Berguer R. et al., 1998 ; Veelen M.A., 2002; Matern U. et Waller P., 1999 ; Matern U. et al., 2002.). Dans l'état de nos compétences, il est pratiquement impossible d'appréhender ce genre de problème qui doit être traité par des stylistes/ergonomes spécialisés dans les outils manuels médicaux. Du point de vue mécanique, la minimisation des masses demande l'utilisation de systèmes motorisés compacts et hautement performants pour orienter l'articulation terminale. L'interface du bloc moteur, avec l'instrument, et sa protection sont les deux points les plus critiques. Il faut pouvoir protéger un bloc moteur, difficilement stérilisable, et y connecter mécaniquement et électriquement un ensemble important de fils. Cette difficulté peut être surmontée par l'utilisation d'une coque autoclavable, qui englobe l'ensemble du support moteur et sur laquelle on vient connecter l'instrument. Dans ce cas, chaque instrument nécessaire est branché sur un bloc moteur différent et n'est démonté qu'à la fin de l'intervention.

A ce jour, ces travaux sont en cours de développement au LAAS/CNRS. Nos premières réalisations sont basées sur une structure compacte à quatre moteurs (Cf. Figure 2) : trois moteurs (M1, M2 et M3) pour la commande d'une articulation et un moteur (M4) pour l'ouverture/fermeture de l'outil terminal. L'ensemble des moteurs s'intègre dans un **volume cylindrique de 65-70mm de diamètre et 100mm de hauteur, pour une masse proche des 300g**. Les trois premiers moteurs sont placés en étoile à 120° et actionnent, au moyen d'une liaison équivalente « vilebrequin/bielle/piston », trois leviers enrouleurs (L1, L2, L3).

Sous l'effet d'une rotation des moteurs M1 à M3, les « pistons » traduisent et font pivoter, par une liaison du type « came », les leviers L1 à L3. Ces leviers enroulent alors sur des poulies les câbles de commande de l'articulation terminale. Ils permettent la commande de deux câbles, reliés respectivement au plateau intermédiaire et supérieur de l'articulation polyarticulée du chapitre III. La partie instrumentale du système est considérée comme étant jetable et la partie bloc moteur réutilisable. Un protocole de montage précis sera défini afin de protéger le bloc moteur à partir de deux coques stériles (non représentées sur les figures).

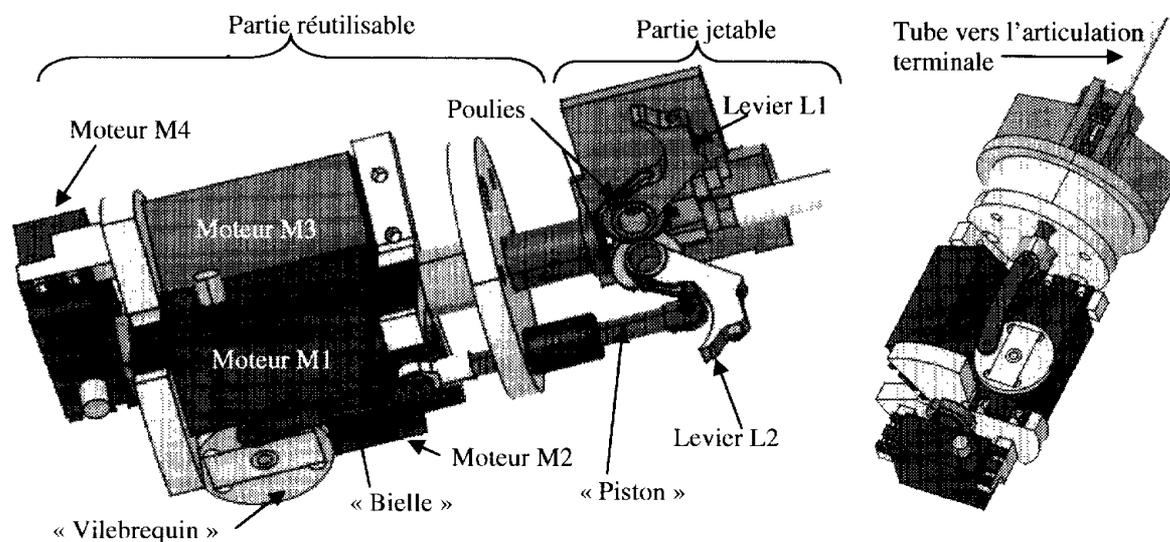


Figure 2: Modèle CAO de l'instrument chirurgical portable développé au LAAS/CNRS

Nous avons donc travaillé dans cette première approche sur :

- les problèmes de connectiques mécaniques et électriques entre le bloc moteur et l'instrumentation,
- la définition d'un premier protocole de montage stérile,
- la réalisation d'une articulation terminale polyarticulée à double commande,
- la méthode de commande de l'articulation terminale au moyen de 2x3 fils.

Dans cette version, l'aspect ergonomique n'est pas encore traité et l'architecture mécanique globale du système a été pensée afin de permettre éventuellement une étape de miniaturisation plus poussée.

A partir de ces premiers travaux, on voit que l'intérêt de ce dispositif est au delà du simple instrument portatif : sa compacité et sa fonctionnalité peuvent être facilement transférable sur un système robotisé.

2 Evolution de la robotique médicale

Si nous arrivons à développer le dispositif motorisé précédant de façon qu'il soit compact et économiquement viable, on pourrait aussi imaginer l'utiliser avec n'importe quel bras robotisé muni d'une translation verticale et d'une rotation axiale. Ce type de bras s'apparente à un système porte-endoscope comme le bras Aesop® (Sackier J. M. et Wang Y., 1994), le LapMan (MED-WEB, André J. et al., 2002) et l'EndoAssist (Anio S. et al., 1999). (Seibold H. et al., 2003) qui ont déjà proposé cette possibilité mais en utilisant sur un bras Aesop® un instrument très perfectionné non stérilisable et difficilement jetable (Figure 1-7-B, chapitre II-§1.2.2). Dans notre cas nous laissons ouverte l'alternative d'utiliser le dispositif sur le bras d'EndoXiroB ou même sur un robot du type LER* (Berkelman P. et al., 2002) (Cf. Figure 3).

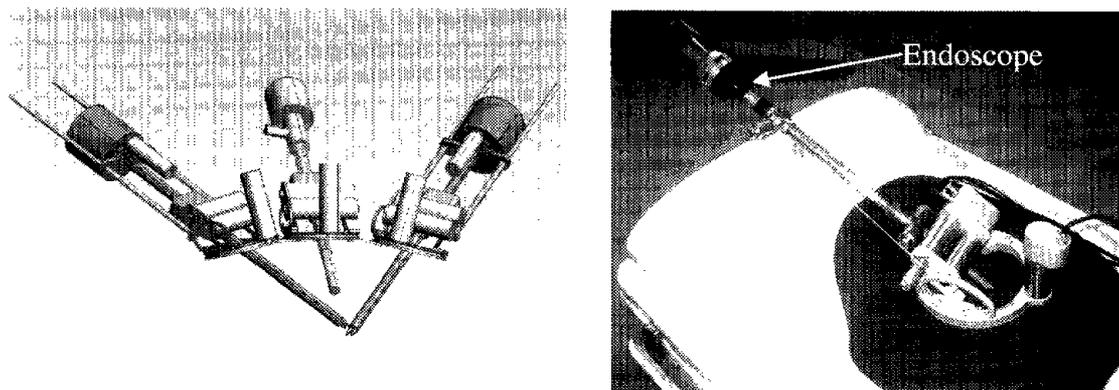


Figure 3: Model CAO du bloc motorisé et de son instrument porté par le robot LER (TIMC/CNRS).

Néanmoins, à partir de la figure précédente, on comprend bien que l'utilisation sur un robot compact n'est envisageable que pour certains types d'opérations où les outils sont éloignés. En effet, aussi faible que soit le volume du petit robot, l'utilisation de trois dispositifs impose une distance minimale inter-trocart de 80mm, ce qui limite le nombre de cas opératoires que l'on pourra traiter avec cette solution.

Dans tous les cas, notre démarche confirme l'argumentation que nous avons développée dans le chapitre I de cette thèse, selon laquelle l'instrumentation reste le point clef du développement de la robotique chirurgicale. C'est au travers de son innovation et de sa miniaturisation que la robotique médicale réduira ses dimensions, ses encombrements et finalement les coûts qu'elle engendre. Si l'on pousse la réflexion au delà du trocart, on peut essayer d'imaginer à quoi ressemblera une chirurgie de demain. Deux cas se présentent en fonction des dimensions du champ opératoire.

Si l'on travaille à l'échelle macroscopique de la chirurgie coelioscopique, on peut souhaiter voir l'émergence d'une robotique intra-corporelle où pratiquement tous les degrés de liberté seraient transférés à l'intérieur de la cavité opératoire (Dombre E. et al., 2004 ; Patronik N. et al., 2004 ; Sallé D. et al., 2004). Le cône d'orientation de l'instrument, qui est actuellement positionné au niveau du point d'incision, serait rejeté au delà du trocart (Cf. Figure 4) avec une articulation de l'instrument à l'intérieur du patient (Articulation 1). En rejetant ce point d'articulation après le trocart, on pourrait utiliser un mouvement de translation télescopique de l'instrument pour atteindre les structures anatomiques (Translation 1). La partie terminale de ce type d'instrument restera très proche de nos développements sur l'articulation polyarticulée. On peut donc imaginer supprimer, par cette évolution, les structures lourdes des dispositifs robotisés actuels. Un petit bloc motorisé, pouvant tourner sur lui même (Rotation 1), actionnera l'ensemble des degrés de liberté à partir de l'extérieur et pourra être positionné et maintenu au moyen d'une potence à rotule utilisée classiquement en chirurgie.

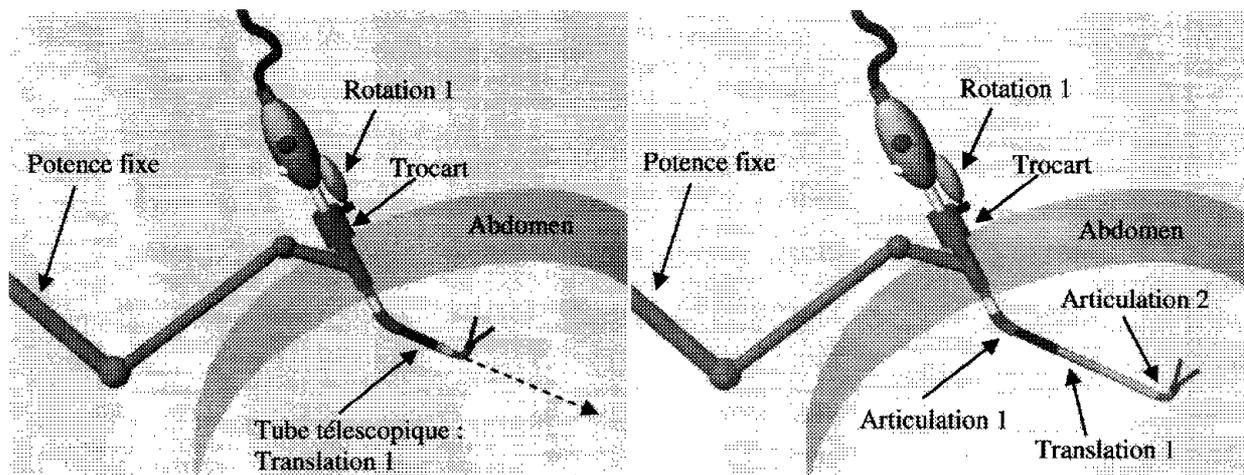


Figure 4: Vue d'artiste du concept de transfert des degrés de liberté dans la cavité opératoire

Si l'on travaille à une échelle millimétrique, voir sub-millimétrique, les progrès de la miniaturisation et des microtechnologies laissent à penser qu'une des prochaines étapes de la chirurgie sera aussi l'utilisation de capsules mobiles instrumentées et télécommandées. Des progrès récents ont déjà été faits dans ce sens avec notamment la proposition commerciale M2A®* de la société Given Imaging® (Gay G., 2002 ; Jungles S.L., 2004 ; GIV-WEB) et bientôt celle de NORIKA® 3 (NOR-WEB) de RF-System Lab® (Cf. Figure 5). Ces deux systèmes à usage unique sont administrés par voie orale. Leurs dimensions sont proches de la dizaine de millimètres en diamètre et de la vingtaine de millimètres en longueur. Leur objectif est de réaliser, à partir d'une micro-caméra CCD intégrée et d'une communication sans fil, une endoscopie complète de l'appareil digestif.

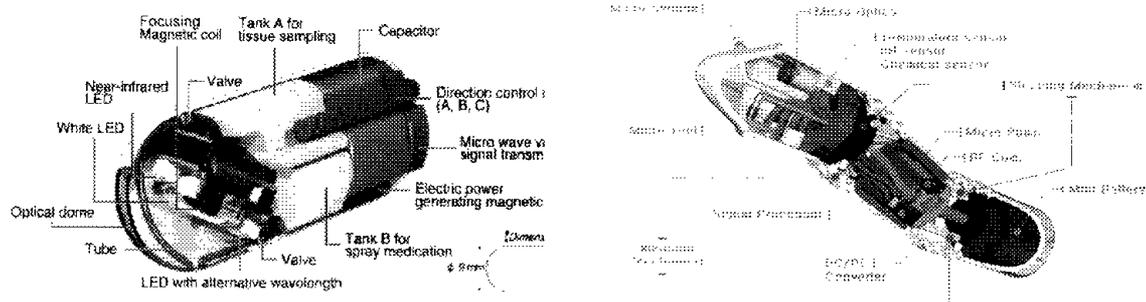


Figure 5: Architecture de la capsule NORIKA® 3 et de la capsule du projet EMILOC

La capsule M2A®, déjà très répandue, fonctionne de façon passive en filmant en continu, grâce à une batterie embarquée, son parcours aléatoire dans l'appareil digestif. A l'opposé, la capsule NORIKA® utilisera des ondes électromagnétiques pour s'alimenter et pour s'orienter dans l'espace au moyen d'un joystick. Le coût d'une capsule M2A® est affiché à 400€ par intervention et la capsule NORIKA®, qui représente une seconde génération grâce à sa manœuvrabilité, sera proposée à 100€ par intervention. Certains groupes de recherche (projet EMILOC du CRIM Lab en Italie et de l'Intelligent Microsystem Center en Corée) (IMC-WEB) travaillent sur des évolutions très futuristes de ces systèmes en imaginant pouvoir y intégrer des microactionneurs pour des manipulations ou des injections précises de drogues à l'intérieur du corps humain (Cf. figure 5).

Conclusion

Cette annexe propose une analyse prospective des évolutions des technologies de la robotique et de celles de microsystèmes pour les applications chirurgicales. Elle appuie notre conviction sur la nécessité de développer l'instrumentation chirurgicale manuelle au travers de dispositifs

motorisés. Dans l'ensemble, les exemples cités soulignent l'existence d'un fort potentiel d'innovation et la robotisation actuelle ne représente sûrement qu'un début de l'évolution technologique que va supporter la chirurgie dans les prochaines années. Il est évident que nous nous engagerons de plus en plus dans des technologies mini-invasives et qu'il faut être conscient des risques qu'elles peuvent impliquer en termes de sécurité opératoire (Ex. dysfonctionnement ou perte d'une capsule, fracture d'instruments trop fins avec débris...). Le médical est un domaine critique où il faut allier robustesse, sûreté de fonctionnement et prix de revient faible par rapport au gain thérapeutique. Ces trois paramètres se trouvent souvent en opposition et c'est un des principaux freins à l'évolution des technologies médicales. Pour qu'une innovation technologique trouve sa place dans un bloc opératoire, il faut qu'elle justifie son coût vis-à-vis du gain financier qu'elle apporte à la structure hospitalière et du gain thérapeutique qu'elle apporte au patient. La capsule M2A® en est un exemple parfait : malgré son coût élevé, son utilisation offre un gain financier de 40% vis-à-vis d'une procédure classique d'entérocopie poussée et évite au patient les douleurs d'une endoscopie (CEDIT, 2003).

Bien au delà de ces avancées qui semblent très accessibles, il faut évoquer la dynamique des nanotechnologies qui permettront peut être de concevoir des systèmes moléculaires artificiels. Selon (Casals A. et al., 2003 ; Cavalcanti A. et al., 2004), les micro/nanosystèmes pourraient être des « agents détecteurs et tueurs » de virus et de cellules cancéreuses, dans une évolution qui supprimerait le principe même de certains actes chirurgicaux à des fins thérapeutiques.

ANNEXE III : Réalisation d'un tissu artificiel pour études expérimentales

Suivant une première réflexion, nous avons décidé de travailler essentiellement sur un procédé d'électrode de contact bipolaire. Nous avons fait ce choix lorsque l'on a remarqué, de façon expérimentale, que les alimentations d'électrochirurgie adaptaient très intelligemment leur signal de sortie en fonction du volume de tissu à coaguler. Pour la réalisation du tissu artificiel nous avons donc utilisé comme machine de test une alimentation d'électrochirurgie bipolaire conventionnelle. L'objectif final de l'étude était de mettre au point un support qui soit facile à mettre en œuvre (par rapport aux tissus vivants) et paramétrable (variation de l'épaisseur, de la conductivité électrique, des constituants pour faire varier le type de tissu). Le but est de permettre des expériences reproductibles, l'évaluation de la diffusion de chaleur et d'optimiser ainsi les dimensions et la forme des électrodes pour la réalisation d'une fine coagulation. La figure 1 montre l'alimentation d'électrochirurgie utilisée pour la mise au point du tissu artificiel et le résultat d'une coagulation bipolaire sur du blanc de poulet avec un outil conventionnel. Cette alimentation délivre un signal alternatif (500kHz) et régulé en fonction du niveau de coagulation et de la puissance souhaitée. Cette puissance est fonction du type de tissu à coaguler et de l'expérience de l'utilisateur. La tension de sortie de ce type d'alimentation évolue de 80v à 200v

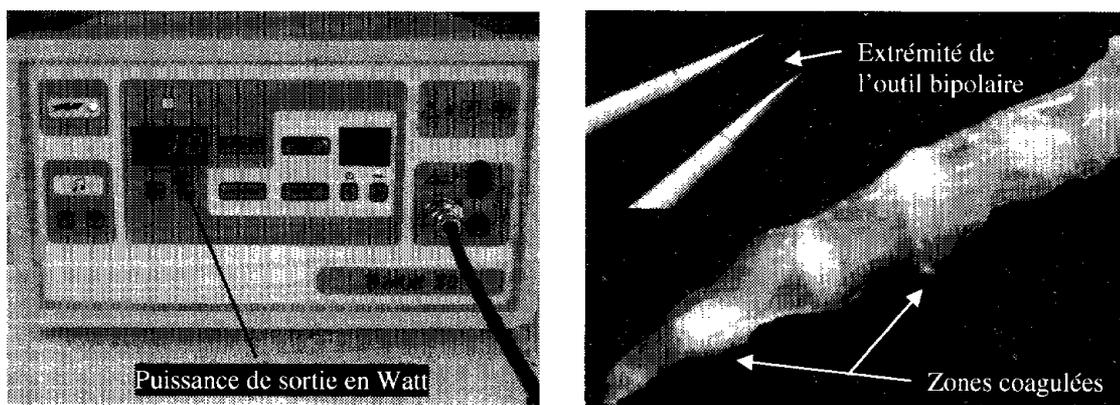


Figure 1 : Alimentation bipolaire et points de thermocoagulation sur de la chair de poulet

La réalisation du tissu artificiel a demandé beaucoup de tests en essayant plusieurs matériaux suivant différentes recettes. Chaque essai de tissu artificiel réalisé a été évalué par un test de

coagulation au moyen d'une pince bipolaire et de l'alimentation d'électrochirurgie présentée ci-dessus.

La recette finale de notre support artificiel est constituée de:

- gélatine animale en poudre (5%),
- blanc d'œuf (84%),
- huile végétale (11%),
- 2 feuilles de riz et encre de contraste bleue ou verte (2 à 3 gouttes).

La procédure de réalisation consiste à mélanger les 3 premiers constituants dans un bécher à une température inférieure à 50°C. Il ne faut pas dépasser les 50°C, car on s'approche trop vite de la température de coagulation des protéines d'albumine contenues dans le blanc d'œuf. Néanmoins, il faut une température suffisamment élevée pour que la gélatine fonde et s'incorpore avec l'huile et le blanc d'œuf. A partir de ce mélange translucide on rajoute un colorant qui permettra de créer un élément de contraste lors de la coagulation. La solution protéinique obtenue est ensuite utilisée pour y tremper durant quelques seconde (3-5s), 2 feuilles de riz pour créer un structure résistante. Après cette étape, il faut enlever la surabondance de solution protéinique et entreposer les tissus obtenus dans une boîte de Pétri. Le tissu réalisé peut être conservé au frais dans une boîte fermée pendant au maximum une semaine. Après ce délai, la structure commencera à se déshydrater et à durcir. Dans la composition de cette recette chaque élément joue évidemment un rôle particulier. La gélatine, que l'on retrouve dans les tissus vivants est là pour donner une élasticité au support. Elle doit être en quantité bien contrôlée car une surabondance rendrait impossible les phénomènes de collage tissulaire qui apparaissent lors d'une coagulation. Le blanc d'œuf est la clef du support : il apporte avec son albumine l'élément protéinique qui permet de rendre possible la thermocoagulation au delà des 60°C. L'huile sert juste à éviter un assèchement trop rapide du tissu et réduit les phénomènes d'adhérence avec les électrodes bipolaires. Les feuilles de riz donnent une structure résistante au tissu et permettent de réaliser le phénomène de collage que l'on peut observer lors d'une thermocoagulation. Ce phénomène de collage peut se réaliser dans les tissus organiques grâce au collagène qu'ils contiennent. Un dosage parfait des constituants du tissu artificiel permet d'obtenir les marques de coagulation présentées sur la figure 2.

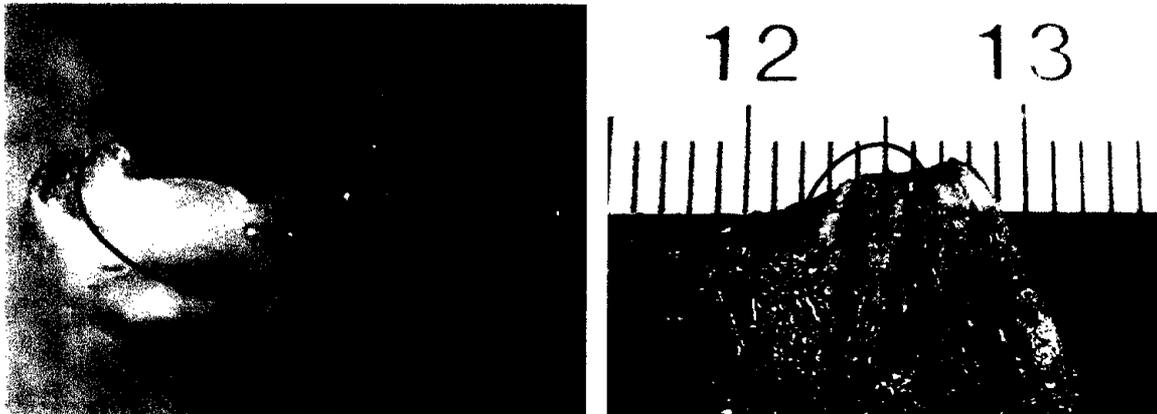


Figure 2 : Résultat d'une soudure et d'une simple thermocoagulation sur le support de test

La première image montre la soudure (collage) de deux feuillets de tissus. On remarque un fort blanchissement de la zone coagulée. Ce blanchissement se retrouve sur la seconde image où l'on remarque la formation d'un petit bourrelet qui apparaît également sur les tissus organiques. Ces premiers résultats montrent qu'il est possible de réaliser facilement un support de test étalonné et reproductible pour l'étude des électrodes d'électrochirurgie. On peut imaginer qu'une étude plus poussée permettrait peut être de réaliser des structures anatomiques réalistes à partir de cette solution à base de blanc d'œuf. Pour l'anecdote, nous avons notamment essayé de simuler l'hémostase d'un vaisseau avec l'insertion de spaghettis à l'intérieur des feuilles de riz. Ce premier essai a été assez concluant, pour imaginer la possibilité de reproduire un tissu artificiel vascularisé. Les vaisseaux seraient des tubulures calibrées à base de riz (l'amidon de blé n'étant pas aussi résistant que celui du riz), et un système de mini-pompe hydraulique alimenterait ces vaisseaux avec du sang artificiel (à partir des éléments de notre recette).

