



HAL
open science

Session robotique médicale La conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux

Philippe Poignet, Gérard Poisson

► To cite this version:

Philippe Poignet, Gérard Poisson. Session robotique médicale La conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux. JNRR 2005 - 5e Journées Nationales de la Recherche en Robotique, Oct 2005, Guidel, France. lirmm-04005224

HAL Id: lirmm-04005224

<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-04005224v1>

Submitted on 26 Feb 2023

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.

La conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux

Philippe Poignet¹, Gérard Poisson²

¹ Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier
161 rue Ada, 34392 Montpellier Cédex 5

² Laboratoire de Vision et Robotique de Bourges
63 av. de Lattre de Tassigny, 18020 Bourges Cedex
poignet@lirmm.fr, gerard.poisson@bourges.univ-orleans.fr

Remerciements - les auteurs remercient tout particulièrement les chercheurs des différents laboratoires, qui ont contribué, par la fourniture d'articles et de photos, à la rédaction de cette synthèse ; INRIA Sophia-Antipolis projet COPRIN, LAI, LIRMM, LRP, LSIT, LVR, ONERA, TIMC.

Résumé

Cette synthèse présente quelques aspects de la conception de robots dédiés pour des applications médicales et chirurgicales illustrés par des exemples de réalisations qui ont vu le jour principalement dans des projets nationaux et européens récents ou en cours, impliquant des laboratoires français, tant dans les secteurs de la robotique d'intervention, que de la chirurgie mini-invasive ou encore de la robotique de diagnostic. Après avoir brièvement décrit les objectifs fondamentaux de la robotique médicale et les caractéristiques attendues du robot à développer pour cet usage, nous insistons notamment sur les contraintes liées à l'intégration de ce robot dans un environnement clinique et humain. A travers une série d'exemples issus de différentes spécialités (chirurgie reconstructrice, chirurgie endoscopique, télé-échographie), nous montrons quels peuvent être les besoins particuliers en terme de mobilité, vitesses ou efforts et quelles sont les solutions cinématiques qui ont été proposées jusqu'à présent (structures anthropomorphes ou SCARA, architectures parallèles, centre de rotation déporté). Après une discussion sur quelques problèmes ouverts du point de vue technologique, nous abordons les aspects sécurité qui sont partie intégrante de cette phase de conception.

Mots clef

Geste médico-chirurgical, robot médical, architecture cinématique, conception mécanique et mécatronique, sécurité.

1. Introduction

L'objectif principal des robots « médico-chirurgicaux » (selon l'expression de J Troccaz [1]) est de développer "une coopération entre un homme (le chirurgien) et une machine (le robot) qui cherche à exploiter les capacités des deux pour réaliser une tâche mieux que ce que pourrait faire

l'un des deux tout seul" [2]. La technologie doit donc permettre au chirurgien d'améliorer son pouvoir de perception, de décision et d'action [3] grâce par exemple à l'utilisation de systèmes de vision, de capteurs et/ou d'actionneurs spécifiques.

Il en résulte qu'une des caractéristiques majeures d'un système médical est d'interagir intimement avec un environnement humain c'est-à-dire avec des personnes, entraînées ou non, dont le comportement peut être extrêmement imprévisible. Ainsi, un robot médical est dans tous les cas, un système complexe incluant une structure mécanique articulée et motorisée, une Interface Homme-Machine (IHM) et des instruments, des composants électroniques et un contrôleur logiciel. Ces éléments sont intégrés de manière à réaliser quotidiennement une ou plusieurs tâches médicales de façon sécurisée. Ces interventions sont effectuées dans un environnement contraint et non structuré, dans un volume de travail limité, à l'intérieur et/ou à l'extérieur de l'enveloppe corporelle du patient. On comprend alors aisément que toute défaillance du système peut être extrêmement critique ; la sécurité est donc une question essentielle lors de la conception d'un robot médical, en raison des interactions que ce dernier exerce avec les êtres humains.

Pour satisfaire ces exigences sécuritaires, le fonctionnement et l'utilisation de tels systèmes sont donc nécessairement différents de ceux des robots industriels ; ces derniers sont en principe isolés des personnes avec lesquelles ils interagissent. Les principales différences entre les robots industriels et les robots médicaux peuvent être ainsi synthétisées en fonction des deux critères suivants [4] :

1) **le facteur humain.** Puisque la tâche est effectuée sur un être humain, les conditions de travail évoluent en fonction du patient (position sur la table d'opération, caractéristiques des organes, des tissus, accessibilité aux organes...). La tâche et son exécution sont donc spécifiques à un patient donné et en conséquence, des mouvements d'essais ou répétitifs peuvent difficilement

être envisagés. En plus d'être au contact du patient, le principal intérêt de ces systèmes est de pouvoir coopérer avec le personnel médical ; chirurgiens, mais aussi infirmiers ou anesthésistes. Ces utilisateurs ne sont pas nécessairement des « spécialistes » des technologies du système. Ces raisons font qu'une planification en phase préopératoire et/ou une méthodologie d'action lors de l'intervention (phases de perception et décision telles que les définissent [3]) sont nécessaires ; ce plan d'action peut également être modifié durant l'opération, selon le diagnostic du chirurgien, les possibles complications ou le comportement de l'organisme du patient.

- 2) **les contraintes cliniques.** Les fonctionnalités requises sont définies selon chaque type d'opération ; un robot médical est donc souvent conçu pour une opération spécifique (neurochirurgie [5], arthroplastie [6]...). De plus, les composants au contact du champ stérile doivent être aseptisés par autoclave ou recouverts d'un drap stérile. La salle d'opération est généralement un lieu encombré où la présence d'autres appareils médicaux (de radiologie, d'anesthésie, de chirurgie...) contraint le mouvement ou le positionnement du robot au cours de l'intervention ; ce positionnement peut aussi être différent entre deux interventions distinctes mais de même nature. Pour ces raisons, il doit être aisément transportable et rapidement dégagé en cas de complications per-opératoires.

A la lumière de ces constatations, la question qui se pose naturellement est : *Comment peut-on concevoir et réaliser des systèmes à la fois performants, fiables et sûrs capables de coopérer avec un médecin ou un chirurgien ?*

Les termes de conception et réalisation incluent évidemment un grand nombre d'aspects allant de la définition d'une cinématique à une commande performante et sûre du système, en passant par le développement d'un environnement logiciel (commande, IHM...) sûr lui aussi et le choix d'actionnements capables de garantir l'intégrité des personnes quels que soient le mode de fonctionnement et la situation médicale ou chirurgicale.

Au cours des quinze dernières années, à l'instar des systèmes ROBODOC (architecture SCARA IBM 7576) et CASPAR (architecture Stäubli RX), les robots utilisés dans des procédures chirurgicales étaient soit de « simples » robots industriels modifiés pour accroître leur sécurité d'utilisation [7], [8], soit des robots plus spécifiques mais avec des structures largement inspirées par la robotique « classique » avec, parmi les systèmes les plus connus, les robots Zeus et AESOP (Computer Motion), Da Vinci (Intuitive Surgical), Hippocrate (SINTERS-LIRMM), Surgiscope (ISIS), Neuromate (ISS, TIMC, www.surgetics.org), Acrobot (société Acrobot Ltd, startup de l'Imperial College), EndoAssist (Armstrong Healthcare)... Par contre, le nombre de produits commerciaux disponibles sur le marché [9] est extrêmement réduit (à cause du coût à l'achat et de l'exploitation, de l'encombrement, de la formation, du

temps de mise en œuvre...) et leur réelle valeur ajoutée clinique n'est pas vraiment prouvée, excepté peut-être pour les systèmes de neurochirurgie (Surgiscope) ou de radiochirurgie (CyberKnife). Actuellement, les concepts de robots médicaux évoluent considérablement pour faire émerger des systèmes que l'on pourrait diviser en trois classes.

- La première catégorie est celle des robots **d'intervention ou de diagnostic légers**. Ils sont d'un coût relativement limité, assez faciles à sécuriser et potentiellement d'une grande valeur ajoutée. On trouvera dans cette classe ; i) les systèmes "porte-aiguille" comme CASPER de TIMC [10] pour des ponctions péricardiques ou le CT-BOT développé dans le projet ROBEA IRASIS pour la thérapie percutanée par radiofréquence pour la destruction de tumeur [11] ; ii) des instruments de microchirurgie filtrant de manière active les tremblements du chirurgien [12], iii) des systèmes compatibles avec un IRM, par exemple pour des biopsies sur la prostate [13], iv) des robots de télé-échographie [14], [15].
- La deuxième classe correspond à celle des **systèmes miniatures endocavitaires** tels que les capsules endoscopiques M2A (société Given Imaging, <http://www.givenimaging.com>) [16], NORIKA (<http://www.rfnorika.com>) ou EMIL (<http://www.crim.sssup.it/research/projects/emil>).
- La troisième classe est celle des robots **spécialisés légers et compacts** pour réaliser une ou deux fonctions complexes comme par exemple un ancillaire robotisé pour la chirurgie osseuse [17], [18] (voir également le système Praxiteles de la société PRAXIM, FIG. 1 ou le robot BRIGIT de la société MEDTECH, FIG. 2) ou un stabilisateur robotisé pour la chirurgie cardiaque à cœur battant [19].

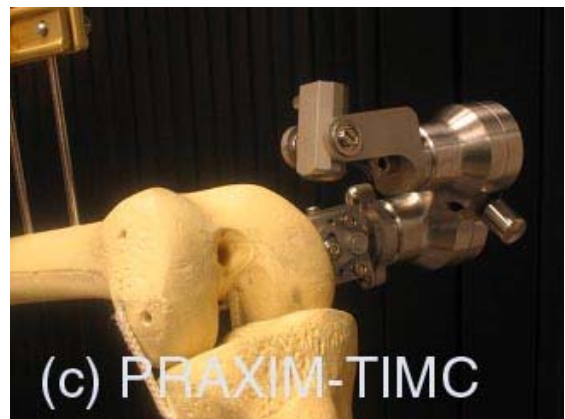


FIG. 1 - Outil robotisé miniature pour la coupe ou le fraisage en chirurgie osseuse du genou sans imagerie pré-opératoire (PRAXIM – TIMC)

Ces trois classes sont représentatives des contraintes imposées par les utilisateurs. Pour que les robots jouent un rôle important et efficace dans les salles d'opération du futur, il faudra qu'ils soient moins chers, moins encombrants et simples d'utilisation. La démarche

générique, qui sous-tend la réalisation de ces systèmes, s'articule en 3 étapes :

- tout d'abord, la **modélisation** ou la **caractérisation des gestes chirurgicaux et des interactions** (chirurgien/robot, robot/patient, robot/environnement),
- ensuite, le choix ou la **conception d'une cinématique et de l'actionnement** adaptés aux spécifications issues de la caractérisation des gestes,
- puis, la **synthèse d'un contrôleur** et la définition de l'**IHM**.

Ces différentes étapes, principalement les deux dernières, sont extrêmement contraintes par les aspects de **sécurité** dans la démarche de conception d'un système fiable et sûr.



FIG. 2 - Le porte ancillaire BRIGIT (société MEDTECH)

2. De la caractérisation de gestes médicaux et chirurgicaux à la conception de robots

2.1. Motivations et besoins particuliers

Aux différentes questions que l'on est en droit de se poser lorsque l'on veut concevoir un robot médical - à savoir : combien de degrés de liberté faut-il ? quelles vitesses et quelles accélérations sont nécessaires ? quelles forces sont mises en jeu ? quelle cinématique choisir ? - les réponses sont extrêmement variées et dépendent fortement de la spécialité ou encore de l'acte chirurgical que le praticien doit réaliser.

Ainsi si l'on s'intéresse au nombre de degrés de liberté (ddl) :

- en neurochirurgie, il faut au moins 5 ddl (1 point et une direction),
- en orthopédie, on a besoin de 5 ddl (perçage) ou 6 ddl (coupe),
- en chirurgie mini-invasive (*minimally invasive surgery* ou MIS), 5 ddl extra-corporels plus 3 ddl (rotations intra-cavitaires) sont nécessaires ou 6 ddl extra-corporels (si la rotation autour de l'axe principal est comptée) et 2 ddl (intra-cavité),
- pour un prélèvement de peau, les 6 ddl seront utilisés.

En ce qui concerne les vitesses et accélérations, on peut considérer que :

- pour la chirurgie reconstructrice et le prélèvement de peau, quelques mm/s suffisent,
- en MIS, plusieurs 100 mm/s sont nécessaires (grandes rotations de la longueur outil x outil),
- en orthopédie, quelques mm/s suffisent également, en chirurgie cardiaque à cœur battant, les accélérations sont supérieures à 1 g,
- pour le cerveau, on travaille en statique (même si le cerveau peut bouger dans la boîte crânienne).

Pour les efforts :

- pour le prélèvement de peau : entre 40 N et 80 N,
- en MIS ; quelques N (sans compter les perturbations au niveau du trocart),
- en orthopédie, jusqu'à 100 N (extrêmement dépendant des paramètres de coupe).

Ces quelques chiffres illustrent bien la variété des spécifications que le concepteur d'un robot médical peut rencontrer. Cette variété est à mettre en regard d'un des souhaits forts des instances hospitalières de mettre à disposition des praticiens un robot pour plusieurs spécialités.

2.2. Spécifications cinématiques et dynamiques (vitesse, effort, précision, espace de travail)

Une des principales étapes si ce n'est la première consiste en la caractérisation du geste du praticien afin de déterminer les spécifications du système en termes d'espace de travail, de vitesse, d'effort ou encore de précision. De cette étape dépendent fortement les choix de conception et de technologies du robot. Les quelques exemples qui suivent, illustrent cette démarche, pour des systèmes des classes 1 et 3 précédemment mentionnées.

Chirurgie reconstructrice - La FIG. 3 et la FIG. 4 illustrent l'étude de faisabilité réalisée dans le cadre du projet SCALPP au LIRMM pour la conception d'un robot d'assistance au prélèvement de peau en chirurgie reconstructrice [20]. L'acte chirurgical s'effectue avec un *dermatome* - une sorte de rasoir - qui est équipé d'un moteur électrique pour faire vibrer les lames et inciser la peau. Pour l'étude de faisabilité, l'instrument a été équipé d'un capteur d'effort (ATI Force Sensor Gamma 130 N/10 Nm, 6 composantes) et d'un capteur de vitesse à fil (ASM Sensor) [21], [22].

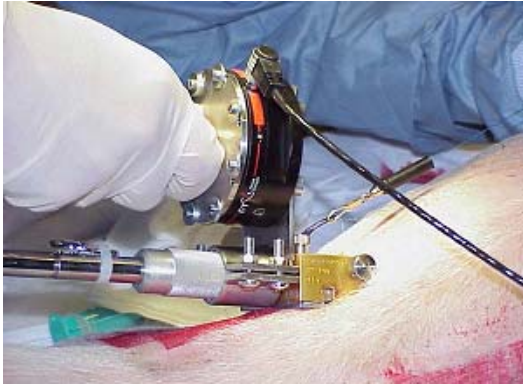


FIG. 3 - Chirurgien réalisant un prélèvement sur cochon avec un dermatome instrumenté de capteurs

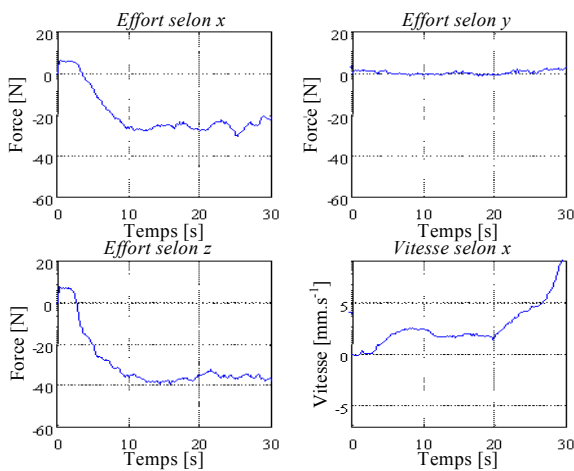


FIG. 4 - Évolutions des efforts et de la vitesse d'avancement au cours d'un prélèvement

Chirurgie endoscopique - La FIG. 5 montre des instruments de chirurgie conventionnelle équipés d'un capteur de position « *Minibird* » et d'un capteur d'effort. Ce travail, réalisé dans le cadre du projet ROBEA MARGE [23], avait pour objectif de mesurer et caractériser le geste endochirurgical en termes de position et d'effort. Les trajectoires enregistrées de la pointe de l'aiguille lors d'un geste de suture ainsi que les mesures des forces d'interaction ont permis de concevoir de façon optimisée un outil modulaire à haute dextérité [24].

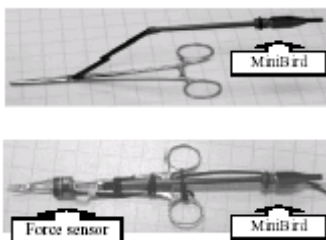


FIG. 5 - Instrument chirurgical modifié et instrumenté

Télé-échographie – En équipant une sonde échographique d'un localisateur « *Flock Of bird* » (Fob) (FIG. 6), les trajectoires 6D de la sonde, les amplitudes des mouvements

(rotations et translations), l'espace balayé et les zones les plus fréquentées ont été caractérisés (FIG. 7). Il a ainsi été montré la nécessité de disposer d'un robot capable d'effectuer un mouvement sphérique avec un centre de rotation distant situé sur le point de contact sonde/patient.

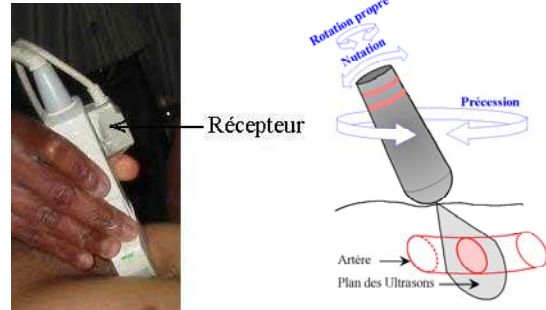


FIG. 6 - Sonde échographique instrumentée du « Fob » et ses composantes de mouvement

En s'appuyant sur cette analyse, [25] a proposé les concepts d'espace de travail accessible et d'espace de travail obligatoire. Les contraintes robotiques imposées (précision, performance cinématique, absence de singularité...) sont différentes sur ces 2 espaces. Cette approche a ainsi permis de proposer des solutions cinématiques optimisées pour une tâche médicale donnée.

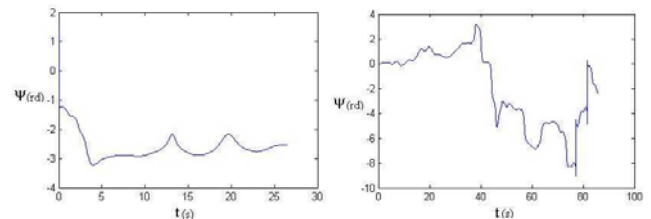


FIG. 7 - Rotation propre de la sonde pendant un examen échographique du foie (à gauche) ou du pancréas (à droite)

La difficulté majeure, qui apparaît dans ces trois exemples réside essentiellement dans la nécessité de devoir équiper de capteurs les instruments du chirurgien sans perturber ni modifier son geste. Une seconde difficulté vient du constat que le geste est influencé par de nombreux facteurs, tels l'expert lui-même (son niveau d'expertise, son état de fatigue), la taille et la morphologie du patient...

2.3. Choix cinématiques

La caractérisation et la spécification des besoins médicaux permettent alors au roboticien de les décliner en spécifications fonctionnelles et technologiques. La première étape consiste à choisir l'architecture cinématique. Cette démarche s'est jusqu'à présent souvent articulée autour de solutions avec des robots de types industriels, adaptés et modifiés pour une tâche médicale, mais elle évolue de plus en plus vers des solutions dédiées. Des différentes architectures de « porteur », les structures « série » conventionnelles ont, de loin, été les plus utilisées jusqu'à présent. Cependant la question du choix entre une architecture de type SCARA (ROBODOC, PADYC,

DERMAROB, robot LSIT...) et un bras anthropomorphe (CASPAR, Hippocrate...) s'est posée naturellement. Le problème reste ouvert si l'on en juge par les innombrables exemples de chacune des architectures (voir l'exposé de F. Pierrot à l'Université Européenne d'Eté de Robotique chirurgicale organisée à Montpellier en septembre 2003, www.lirmm.fr/manifs/UEE/accueil.htm).

Architecture anthropomorphe – Issue des applications de l'industrie automobile (peinture, soudage, manipulation), elle est constituée d'un porteur à 3 ddl et d'un poignet à 2 ou 3 ddl. C'est la configuration qui pour un encombrement donné du robot offre le plus grand espace de travail (espace sphérique). Elle est également une solution bien adaptée à un déplacement de charges imposantes. Cette structure est à l'origine de robots tels que CASPAR et ACROBOT (tous les deux dédiés à la chirurgie orthopédique), Neuromate (neurochirurgie) ou encore Hippocrate (échographie) illustré à la FIG. 8.



FIG. 8 - Le robot anthropomorphe Hippocrate pour le diagnostic par échographie de pathologie vasculaire

Architecture de type SCARA - Egalement issue du monde industriel, plus particulièrement pour les applications de « pick and place », la solution SCARA (4 ddl pour des déplacements de l'effecteur conservant constante l'orientation « Z ») est largement exploitée pour constituer le porteur de robots médicaux. Un poignet dédié, classiquement à 3 articulations rotoïdes, vient compléter les mobilités du SCARA. L'espace de travail est approximativement un « cylindre plat » qui convient bien aux interventions sur un corps humain, allongé sur une table d'opération. Les effets de la gravité sont plus faciles à prendre en compte qu'avec la solution anthropomorphe ; la commande en position, du fait de la simplicité cinématique, ne constitue pas, en général, un problème délicat à surmonter. On peut citer pour ce type d'architecture le robot DERMAROB du LIRMM (FIG. 9 et FIG. 10) ainsi que les robots de TIMC et du LSIT. Le robot DERMAROB présente 6 ddl avec un poignet non-sphérique (dont les singularités sont rejetées aux frontières de l'espace de travail). Il reste cependant, pour le porteur, la singularité

classique du coude. Le modèle cinématique inverse est résolu analytiquement.

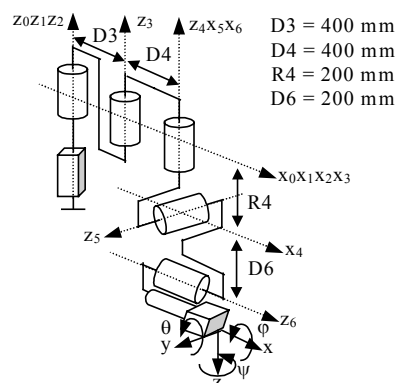


FIG. 9 - Cinématique du robot DERMAROB exploitant un porteur de type SCARA

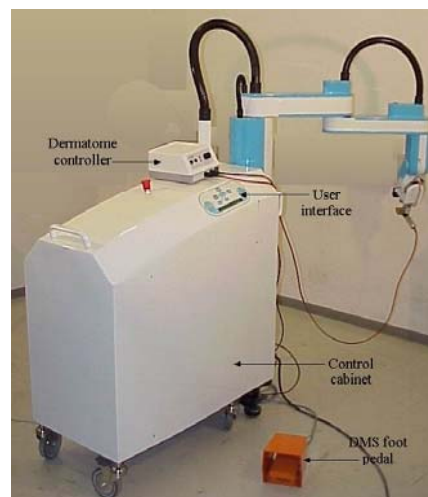


FIG. 10 - Le robot DERMAROB

Architecture à cinématique parallèle - Malgré les avantages en termes de raideur, précision, vitesse, accélération (jusqu'à 40 g !), un bon rapport « poids/charge », beaucoup de parties semblables, de très bonnes capacités dynamiques et la possibilité à être utilisés pour le contrôle d'effort, ils présentent des inconvénients importants. Ils possèdent beaucoup d'articulations passives ce qui peut être préjudiciable à la précision ; le calcul des modèles (notamment le MGD qui nécessite souvent une résolution numérique polynomiale d'ordre 4, 8...) et la détermination des singularités ne sont pas en général simples. Leur commande n'est pas encore supportée par les CN conventionnelles et la calibration n'est pas classique. De plus, le mauvais rapport « empreinte au sol/espace de travail » est fortement pénalisant dans une salle d'opération même si la solution telle que celle mise en œuvre sur le Surgiscope (www.isis-robotics.com), avec une base suspendue au plafond, constitue une alternative très intéressante (FIG. 11).



FIG. 11 - Le Surgiscope suspendu au plafond

A noter également dans ce paragraphe, le nouveau robot CT-BOT développé par le LSIIT sur la base d'une cinématique parallèle pour réaliser des biopsies sous CT scanner (FIG. 12) [26]. Ce mécanisme parallèle à 3 jambes avec 2 jambes opposées symétriques est utilisé pour sa grande rigidité et pour réduire l'erreur de positionnement.

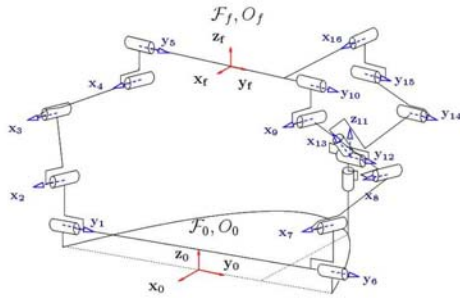


FIG. 12 - Le Robot CT-BOT

Architectures cinématiques avec centre de rotation déporté. Parmi les tâches chirurgicales, beaucoup d'entre elles sont caractérisées par des mobilités angulaires relativement larges autour d'un point unique ou à l'intérieur d'un volume de travail réduit tel que schématisé FIG. 13.

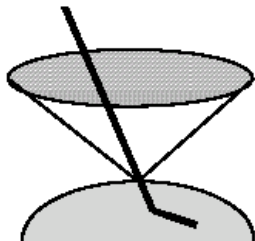


FIG. 13 - Contraintes de mobilité avec centre de rotation déporté

En chirurgie mini-invasive, les instruments pivotent autour du point par lequel ils pénètrent à l'intérieur du corps du patient. Dans les procédures d'accès percutané, une aiguille

est initialement placée avec sa pointe en contact avec le point d'entrée sur la peau puis orientée autour du point de pivot pour viser la cible. En échographie également, la sonde est positionnée en regard de l'organe à explorer puis orientée autour du point de contact avec la peau. Cette analyse a ainsi conduit au développement de mécanismes qui découplent les mouvements de rotation et de translation des outils en un point virtuel situé à une distance définie de la structure mécanique du robot. De cette façon, plusieurs robots incluent comme une caractéristique centrale de leur conception un centre de rotation déporté (*remote center-of-motion* ou RCM). Ces mécanismes présentent ainsi deux ddl en rotation (voire trois) avec des axes concourants en un point localisé de façon distale par rapport au mécanisme. Dans ces mécanismes, le RCM peut être :

- actif, c'est-à-dire défini et mécaniquement imposé par la structure cinématique du mécanisme comme le parallélogramme (FIG. 17) du robot Da Vinci ou du robot EndoXirob pour la chirurgie endoscopique [27] (FIG. 14), ou un module sphérique à centre de rotation distant composé de 3 articulations rotoïdes concourantes sur les robots Otelo du LVR ou TER du TIMC [25], [28], [14] et [15] (FIG. 15) utilisé pour la télé-échographie ou suivant le même principe une partie du manipulateur compact de chirurgie endoscopique MC²E du LRP [29].



FIG. 14 - Le prototype EndoXirob

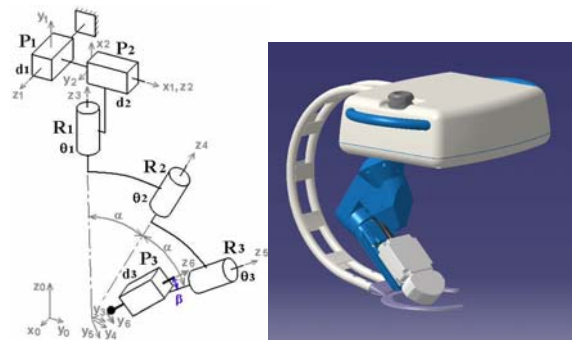


FIG. 15 - Cinématique d'Otelo 2 pour la télé-échographie

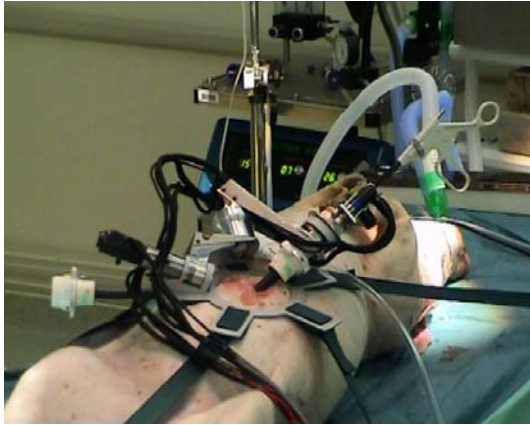


FIG. 16 - Le robot MC²E (*Manipulateur Compact de Chirurgie Endoscopique*)

- passif comme la structure du robot Zeus ou AESOP (utilisé en laparoscopie, FIG. 18) avec deux articulations rotoides passives (montées en cardan). Dans ce cas, le RCM est lié au trocart, l'orientation du porte instrument étant commandée par les efforts de contact avec le trocart, ce qui nécessite de minimiser les frottements des articulations passives ; certains considèrent cette approche comme plus sûre. Cependant, cette sécurité est faite au détriment de la précision des mouvements et de la rigidité.

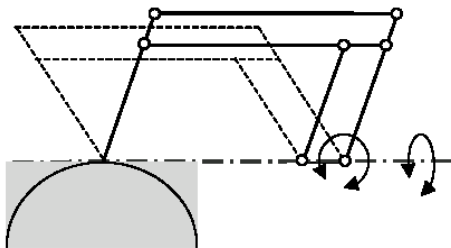


FIG. 17 - Cinématique « RCM » à parallélogramme

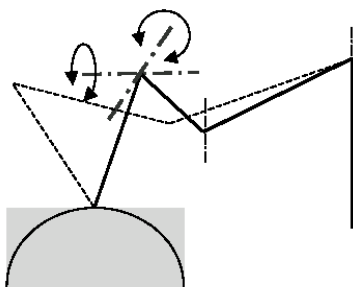


FIG. 18 - Cinématique « RCM » à articulations passives

- les RCM peuvent être programmables, le pivot étant assuré par un contrôle coordonné de plusieurs articulations. Cette approche présente des avantages importants notamment pour la flexibilité du point de pivot, une manœuvrabilité augmentée et surtout une grande versatilité [30].

Robots à architecture redondante - Offrant plus de ddl que nécessaire, ils peuvent être utiles pour éviter les collisions mais ils sont numériquement plus délicats à contrôler puisque le modèle cinématique inverse n'est pas analytique. Par contre, une synthèse de commande par découplage [30] permet d'utiliser une telle architecture pour satisfaire un ensemble de contraintes, par exemple pour réaliser le RCM programmable précédent.

2.4. Contraintes environnementales

2.4.1. Chirurgie mini-invasive

Une opération chirurgicale est dite mini-invasive lorsque l'abord chirurgical se fait par de petites incisions et non « à ciel ouvert ». Pour le chirurgien, la vision directe du site opératoire est remplacée par une image 2D (ou éventuellement 3D) sur un écran via un endoscope (stéréoscopique), avec les limitations que cela induit ; éclairage imparfait, zones d'ombre, perception du relief difficile, champ de vision limité avec des risques d'occlusion, perte de la perception fine des interactions tissu/instrument. Les instruments chirurgicaux utilisés offrent les mêmes fonctionnalités que les instruments conventionnels. Par contre, ils sont fixés à l'extrémité d'un tube (typiquement de 300 mm de longueur et de 10 mm de diamètre) et sont introduits à l'intérieur du corps du patient par un trocart dont la mise en place nécessite une incision de la peau ne dépassant pas 1 cm. Il est aisé d'imaginer qu'avec de tels instruments, les mobilités intra-cavitaires sont réduites et la perception par le chirurgien des interactions de l'instrument avec les tissus est affectée par les frottements au niveau du trocart. Si les techniques mini-invasives sont dorénavant utilisées dans un grand nombre d'interventions en chirurgie laparoscopique (abdominale), ce n'est pas encore le cas en chirurgie cardiaque. Pourtant, leurs bénéfices sont directs pour le patient ; durée d'hospitalisation réduite, meilleur confort post-opératoire et minimisation des risques encourus avec une réduction de la douleur et du temps de récupération. Cette combinaison de bénéfices cliniques permet un retour plus rapide à des activités quotidiennes normales et génère naturellement des coûts d'hospitalisation plus faibles. Durant les 5 années passées, les systèmes télé-opérés Zeus et Da Vinci ont été utilisés dans les blocs opératoires [31] pour des opérations robotisées de chirurgie mini-invasive. Les diverses expériences et les analyses des opérations pratiquées dans les centres pilotes [32] ont montré l'intérêt des systèmes robotisés mais aussi leurs limites. Aussi, pour parvenir à une utilisation plus systématique de cette approche mini-invasive assistée par robot, il faut par exemple i) concevoir des instruments avec des mobilités intracavitaires [24] (FIG. 19), [33] (FIG. 20), et [34] (FIG. 21) ; des mécanismes pour la compensation de frottements au passage du trocart [29] (FIG. 22) ; une « troisième main » pour porter l'endoscope [35] (FIG. 23) ii) fournir des retours sensoriels, de bonne qualité, visuelle et surtout haptique [23], [26] ; un retour haptique performant implique de mesurer les efforts au plus près des interactions, ce qui nécessite le développement de micro-

capteurs [36] qui doivent être stérilisables et/ou jetables ; ou encore iii) implémenter des fonctions d'assistance comme la récupération automatique des outils sortis du champ visuel [37], le rejet de perturbations liées à la respiration, au mouvement du cœur pour les opérations cardiaques [38].

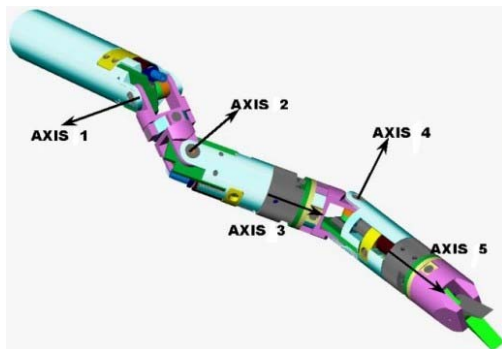


FIG. 19 - Instrument dextre optimal à 5 ddl pour la chirurgie des coronaires



FIG. 20 - Le micro-robot chirurgical pour l'endoscopie (INRIA projet COPRIN) ; 3 ddl, 7 mm de ϕ , 25 mm de long



FIG. 21 - Poignet articulé de C. Reboulet pour le domaine médical, 1994

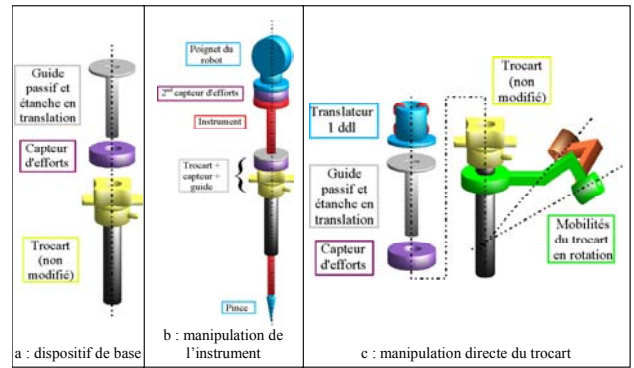


FIG. 22 - Dispositif métrologique pour l'estimation des efforts intra-corporels



FIG. 23 - Le robot LER (*Light Endoscopic Robot*, TIMC)

2.4.2. IRM, scanner...

La thérapie percutanée dont le principe repose par exemple sur l'utilisation d'une aiguille pour délivrer une thérapie extrêmement localisée, est un domaine qui sera amené à un développement important, notamment si le geste est assisté. A terme, assister le geste par un système robotique devra permettre i) de diminuer fortement la taille minimale des tumeurs traitées (de quelques cm à quelques mm) – ce qui veut dire un traitement plus précoce - et ii) de réduire considérablement voire de supprimer l'exposition du chirurgien ou du radiologue aux rayons en télé-opérant le système. L'objectif est alors de concevoir un système utilisable avec des modalités d'images telles que le scanner ou l'IRM. Cependant, l'utilisation de ces appareils induit des contraintes très fortes en termes de technologies utilisables, notamment en ce qui concerne la nature des matériaux ou le choix de la motorisation. Un premier exemple est celui du robot LPR développé par TIMC (FIG. 24) [39]. Ce robot est muni d'actionneurs pneumatiques. Il est fabriqué en matériaux plastiques compatibles avec la RM, complètement transparents sous IRM et sans artefact sous CT scanner. La masse de ce robot est de 1 kg. Le système de servovalves qui contrôle les actionneurs est relié par des tuyaux d'alimentation de 7 m de long afin d'être placé à l'extérieur de la salle.



FIG. 24 - Le robot LPR (*Light Puncture Robot*)

Le deuxième exemple présenté est celui du système CT-BOT développé au LSIIT dans le cadre du projet ROBEA IRASIS [40] (FIG. 25).

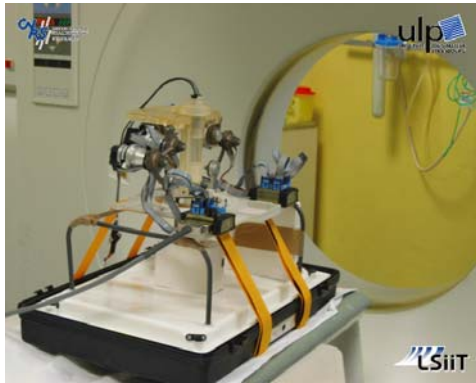


FIG. 25 - Le robot développé dans le cadre du projet IRASIS

Fabriqué en poudre de polyamide, il est équipé de moteurs ultrasons et sa masse n'est que de 1,9 kg. Le système est fixé sur le corps du patient, ce qui permet une compensation automatique et naturelle des mouvements de celui-ci, en particulier des mouvements externes de la respiration. Un film plastique protège les parties en contact avec le corps.

2.5. Choix technologiques : actionneurs, capteurs, matériaux...

Actionneurs - Les opinions diffèrent pour savoir si l'actionnement d'un robot chirurgical doit avoir une grande raideur et peu de réversibilité ou bien alors être aisément réversible en utilisant des entraînements directs ou des actionneurs à faible rapport de réduction. Des systèmes réversibles avec peu de frottements et des inerties minimisées garantissent une plus grande transparence d'utilisation, une restitution plus fidèle des forces d'interaction outil-tissu et ainsi un retour haptique de meilleure qualité. Par contre, ils présentent l'inconvénient d'être moins sécurisés sans limitation intrinsèque de la vitesse. A l'inverse, les systèmes non réversibles permettent

d'obtenir une grande précision et de bonnes capacités pour le transport de charge avec des actionneurs de relativement faible puissance. L'utilisation de grands rapports de réduction permet d'obtenir des vitesses réduites ce qui contribue au fonctionnement sûr.

Au delà de ces considérations générales, le choix du type et de la taille d'actionneurs est un point très important dans la réalisation des systèmes médicaux. Bien que les actionneurs électriques soient très utilisés sur les gros porteurs, de nouveaux robots apparaissent utilisant par exemple des actionneurs pneumatiques :

- Vérins linéaires pour le robot LPR [39] ou le robot simulateur d'accouchement « BirthSim » développé au LAI [41]. Dans ce cas, le vérin pneumatique linéaire double effet est commandé en force ou en position pour simuler les poussées du bébé pendant les contractions.
- Muscles artificiels de Mc Kibben dont le fonctionnement mécanique présente un comportement similaire à celui des muscles physiologiques (d'où leur appellation). Du fait de leur légèreté (grande puissance massique), ils sont tout indiqués pour une intégration au sein de robots où la minimisation du poids est à privilégier (robot de télé-échographie TER [14]). De plus, ils présentent une très grande élasticité dans les directions orthogonales à leur direction de traction, très intéressante pour une utilisation dans des mécanismes hyperstatiques. Par contre, ils ne peuvent qu'exercer des forces de traction et doivent donc être couplés en antagonisme pour exercer des efforts bidirectionnels. Un second inconvénient de leur utilisation provient de la difficulté d'en maîtriser la commande du fait des non-linéarités et de leur forte hystérésis [42].
- Actionneurs à soufflet pour mouvoir un prototype de coloscope [43]. Ces actionneurs, tout comme les muscles artificiels présentent une élasticité naturelle qui leur permet des mouvements dans des directions axiales, angulaires et latérales.

Dans le contexte de la chirurgie mini-invasive ou l'exploration endo-cavitaire, une difficulté majeure se pose pour le choix d'actionneurs des mécanismes miniaturisés et polyarticulés, surtout lorsque l'intégration est réalisée au niveau des parties distales. Différentes approches ont été proposées. J.P. Merlet [44] ou D. Sallé [24] utilisent des micromoteurs Brushless, mais ces composants sont extrêmement fragiles. Dans [45], ils mettent en œuvre des actionneurs à base d'alliages à mémoire de forme qui présentent un bon rapport poids / puissance. Malgré un temps de réponse assez défavorable et des températures de fonctionnement très élevées pour le corps humain, ils présentent l'avantage d'être totalement biocompatibles [46].

Par ailleurs des moteurs ultrasons sont également employés, notamment en radiologie interventionnelle, car ils sont compatibles avec l'environnement d'un CT-scanner [40] et sont capables de fournir des couples élevés à l'arrêt. Cependant la durée de vie est limitée à cause des frottements entre les pièces mécaniques.

Capteurs - Du point de vue du positionnement, il faudra privilégier, pour les actionneurs, des codeurs absolus qui suppriment les procédures d'initialisation coûteuses en temps et potentiellement dangereuses. De façon générale, deux grandes classes de problème dans ce domaine des capteurs font l'objet de nombreux travaux :

- 1) la mesure des interactions au plus près de l'organe ou des tissus avec la conception de capteurs d'effort miniature [47], [36], [45],
- 2) l'intégration de nouveaux systèmes de vision du champ opératoire (caméra rapide pour le suivi de mouvements physiologiques [36], échographie intra-cavitaire [48], IRM, scanner [26]...).

Matériaux – Comme nous l'avons vu au paragraphe précédent, les matériaux utilisés peuvent être fortement contraints par l'environnement d'exploitation. Ainsi, les premiers robots médicaux en matières plastiques ont été développés pour des applications dédiées notamment pour être compatibles avec la RM, complètement transparents sous IRM et sans artefact sous CT scanner (LPR de TIMC ou CT-BOT du LSIIT). Dans le projet ROBEA GABIE [48], des travaux sont en cours pour trouver des matériaux utilisables pour la fabrication d'outils qui soient le plus échogènes possible.

Stérilisabilité - Naturellement, tous ces composants doivent être intégrés de manière à respecter la stérilité du champ opératoire ou mieux encore en étant stérilisables.

2.6. La sécurité

Règles de sécurité ; directives européennes. Les robots médicaux n'ont pas de règles claires de sécurité dans la mesure où il n'existe pas de normes légales édictées (excepté au niveau électrique). Dans la communauté européenne, la norme ISO 9000 a été modifiée pour répondre aux exigences spécifiques des appareils médicaux dans le cadre de la directive européenne 93/42/CEE [49], [50]. Cependant dans ces directives, la dénomination « système médical » inclut plusieurs sortes de produits tels que les médicaments, les compresses, l'appareillage électrique, les systèmes mécaniques, les outils de chirurgie et de radiologie... Pour obtenir le marquage CE, la certification *EN 46000 certification* énonce les différents critères nécessaires à la classification de tous les appareils médicaux selon 4 classes :

Classe I : faible degré de risque ;

Classe IIa : degré moyen de risque ;

Classe IIb : haut degré de risque ;

Classe III : très important degré de risque.

Evidemment, par comparaison, les robots industriels appartiennent aux deux dernières catégories (classes IIb et III), mais les risques sont généralement évités en empêchant les intrusions humaines dans l'espace de travail de la machine. Cependant, il est possible pour un opérateur d'entrer dans l'espace de travail sous des conditions spécifiques sans arrêter la machine et après avoir

déconnecté les équipements de protection, par exemple pour la maintenance ou dans des modes manuels avec des vitesses limitées. En robotique médicale, la grande différence est que l'homme coopère en permanence (chirurgien) ou interagit (patient) avec le robot. Par conséquent, des contraintes et des spécifications sévères doivent être prises en compte dans la conception elle-même, tout spécialement pour les systèmes médicaux actifs.

La classification de l'appareil dépend donc de :

- sa durée d'utilisation ; de quelques minutes (temporaire) à plusieurs années (dans le cas de systèmes implantables tels l'implant de stimulation électrique fonctionnelle du projet SUAW [51]),
- son "invasivité" ou non,
- son utilisation chirurgicale ou non,
- son caractère actif ou inactif,
- parties du corps vitales ou non concernées par l'appareil.

Facteur Humain - L'intervention est réalisée sur un être humain ce qui implique de prendre en compte :

- le changement dans les conditions de travail avec chaque patient (caractéristiques de tissus mous, position du patient sur la table d'opération, taille du corps et accessibilité des organes...)
- la tâche et l'exécution spécifiques au patient : pas « d'essai / erreur » ni mouvements « fait encore »,

Le robot médical est directement en contact avec le patient et le personnel, ceci impose le respect de précautions particulières dont :

- la nécessité d'études préopératives pour planifier l'intervention,
- la modification du planning pendant l'opération, selon le diagnostic du chirurgien, les complications possibles ou le comportement de l'organisme du patient.

La conception du système doit aussi prendre en considération le fait que le chirurgien n'est pas un spécialiste de robotique et assurer pour cela :

- une IHM orientée métier, orientée tâche, permettant une manipulation facile du système,
- la transparence du robot, en évitant les singularités, les limites articulaires mécaniques, les procédures de reconfiguration...

Contraintes cliniques - Chaque composant du système en contact avec le champ stérile doit être stérilisé (généralement, le robot est couvert par une « *chaussette stérile* » tandis que l'outil est stérilisé séparément par une procédure à l'autoclave). L'environnement n'est en général pas structuré ; les salles d'opérations sont occupées par de nombreux autres appareils médicaux (radiologie, anesthésie, chirurgie...). La position du robot par rapport au patient varie entre deux opérations et même lors d'une seule opération. Ainsi, ses dimensions doivent être réduites. Le robot doit être facilement et rapidement transportable dans et hors de la salle d'opération. Les fonctionnalités requises sont définies selon chaque type d'opérations cliniques et les nouveaux robots médicaux ont été souvent conçus pour des opérations spécifiques.

La sécurité dans les systèmes actuels de robotique médicale est abordée de trois façons différentes suivant leur degré d'autonomie [52] et/ou d'invasivité :

- les bras passifs qui sont non actionnés et n'ont pas d'autonomie ;
- les bras semi-actifs pour lesquels l'effort de contact est produit par le chirurgien et non par le robot ; ainsi, soit la puissance est coupée durant les phases critiques de la tâche (Neuromate), soit les actionneurs sont utilisés pour contraindre certaines directions de déplacement. Cette fonction est réalisée en donnant au chirurgien la sensation d'un effort variable, par exemple pour le PADyC [52] (FIG. 26) ou Acrobot [53] ;



FIG. 26 - Le robot à sécurité passive PADyC (TIMC)

- les bras actifs pour lesquels la plupart des articulations sont motorisées, réalisant ainsi des tâches planifiées, et bien déterminées, de façon autonome (ROBODOC ou CASPAR par exemple) ou dans un mode téléopéré (Zeus ou Da Vinci).

Quelques règles élémentaires évidentes seront respectées pour concevoir un robot chirurgical « sûr » comme par exemple i) ne pas générer de mouvements du robot non contrôlés, ii) ne pas générer de force excessive sur le patient, iii) garder l'outil chirurgical dans un espace de travail prédéfini ou bien encore iv) permettre une supervision de tous les mouvements par un chirurgien. Dans le cas de systèmes actifs, comme illustré dans [22] (également suggéré par Davies [54]) à la lumière de deux prototypes i) Hippocrate, un robot utilisé pour de l'imagerie échographique 3D et la prévention des risques cardiovasculaires, et ii) SCALPP, un système de prélèvement de peau [20], le système médical actif doit être conçu en considérant au moins les trois principes suivants (et selon les trois axes électromécanique, électronique et logiciel) :

- La sécurité intrinsèque obtenue avec des composants standards tels que des actionneurs avec des limiteurs de puissance et/ou de vitesse, des réducteurs à fort rapport de réduction...
- La redondance dans la mesure. Cependant, cette redondance augmente le nombre de composants et accroît ainsi la complexité du système, ce qui finalement peut diminuer sa faisabilité. Une

approche multi-critères croisant à la fois des informations logicielles et matérielles offrent alors un bon compromis (par exemple la combinaison d'un seuil sur la carte d'acquisition d'un capteur d'effort et d'un seuil logiciel au niveau du contrôleur).

- Le compromis entre fiabilité et sécurité.

3. Conclusion

Dans ce papier, nous avons présenté une synthèse sur la conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux en mettant en évidence la démarche qui permet de passer de la caractérisation du geste à la réalisation du robot. Après avoir été très influencée par la robotique industrielle, la conception en robotique médicale évolue considérablement actuellement en intégrant les spécificités des applications médicales et en proposant des robots dédiés avec des cinématiques, des actionneurs ou bien encore des matériaux plus adaptés aux contraintes clinique (poids, encombrement, versatilité..., coût).

A l'heure actuelle, les perspectives en terme de conception en robotique médicale sont très orientées i) vers la miniaturisation des structures (cathéters actifs pour le traitement d'anévrisme aortique [55] ou des capsules autonomes intra-cavitaires), ii) des instruments dédiés à haute dextérité par exemple pour la chirurgie cardiaque à cœur battant en particulier la chirurgie valvulaire robotisée envisagée dans le projet ROBEA GABIE avec un guidage temps-réel sous échographie [48] ou bien encore iii) des robots tout à fait originaux tels que le robot osmotique à contrôle biochimique proposé dans [56].

Par contre, il est clair que tous ces développements doivent et devront être pensés en considérant la réelle valeur ajoutée qu'ils peuvent apporter en premier lieu pour le patient et dans un second temps pour l'ensemble du personnel médical et de santé. On peut citer en ce sens le rapport du Dr E. Corbillon en matière de robotique médicale : *“ Tant que le bénéfice apporté au patient n'aura pas été clairement établi, nous en resterons au stade de l'expérimentation ”* [57]. De plus, même si d'un point de vue technique de nombreuses applications sont sur le point d'être réalisables, il reste à gérer l'aspect psychologique ; il faut préparer le monde médical, les personnels de santé et bien sûr le public. Le robot deviendra alors un maillon accepté et efficace au service d'une meilleure gestion de la santé pour tous.

Remarque : ce tour d'horizon est un portrait du paysage français de la robotique médicale. Cette synthèse, loin d'être exhaustive, n'inclut pas en effet tous les travaux internationaux dans ce domaine et qui sont extrêmement riches et ambitieux.

4. Bibliographie

- [1] J. Troccaz. Quels robots pour les applications medicochirurgicales. *CiMax ; Édition RobAut*, volume 26, pp. 26–29, septembre-octobre-novembre 1998.
- [2] R. Taylor, H. Paul, P. Kazanzides, B. Mittelstadt, W. Hanson, J. Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman, et W. Bargar. Taming the bull ; safety in a precise surgical robot. *5th Int. Conf. On Advanced Robotics (ICAR'91)*, pp. 865–870, Pise, Italie, june 1991.
- [3] S. Lavallée et P. Cinquin. Igor ; Image guided operating robot. *5th Int. Conf. on Advanced Robotics (ICAR'91)*, pp. 876–881, Pise, Italie, june 1991.
- [4] T. Dohi. Medical robotics. *World Automation Congress ; Robotic and Manufacturing Systems, Recent Results in Research, Development, and Applications*, pp. 235–240, Montpellier, France, mai 1996.
- [5] D. Glauser, P. Flury, N. Villotte, et C. Burckhardt. Conception of a robot dedicated to neurosurgical operations. *5th Int. Conf. on Advanced Robotics (ICAR'91)*, pp. 899–904, Pise, Italie, june 1991.
- [6] P. Kazanzides, J. Zuhars, B. Mittelstadt, et R. Taylor. Force sensing and control for a surgical robot. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'92)*, pp. 612–617, Nice, France, mai 1992.
- [7] T. Kienzle III, S. Stulberg, M. Peshkin, A. Quaid, J. Lea, A. Goswami, et C. Wu. Total knee replacement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Mag., Special Issue Robots in Surgery*, volume 14(3), pp. 254–263, 1995.
- [8] J. Drake, M. Joy, A. Goldenberg, et D. Kreindler. Computer and robotic assisted resection of brain tumours. *Int. Conf. On Advanced Robotics (ICAR'91)*, pp. 888–892, Pise, Italie, june 1991.
- [9] R. Taylor et D. Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Trans. on Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, volume 19(5), pp. 765–781, october 2003.
- [10] O. Chavanon *et al.*, Computer Assisted PERicardial puncture : work in progress. *Computer Aided Surgery*, Vol. 2, 1997.
- [11] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, P. Zanne, O. Piccin, P. Renaud, A. Gangi, L. Soler, J. Cortès, T. Siméon, IRASIS : Insertion Robotisée d'Aiguille Sous Imagerie Scanner, 3^e Journées du Programme Interdisciplinaire de Recherche ROBEA, LSIIT, LICIA, IRCAD, LAAS, Dépt. Radiologie de l'hôpital de Strasbourg, Montpellier, 29-31 Mars 2005, pp. 131-138.
- [12] C. Riviere, W. Ang, et P. Khosla. Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments. *IEEE Trans. On Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, volume 19 (5), pp. 793–800, october 2003.
- [13] A. Krieger, R. Susil, G. Fichtinger, E. Atalar and L. Whitcomb, Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate intervention. *International Conference on Robotics and Automation (ICRA'04)*, pp. 377-382, New Orleans, LA, april 2004.
- [14] A. Vichis & al. Experiments with the TER tele-echography robot. *Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2002, LNCS n° 2488*, Springer Verlag, pp. 138-146, Tokyo, Japon, 25-28 septembre 2002.
- [15] C. Delgorgue, F. Courrèges, L. Al Bassit, C. Novales, C. Rosenberger, N. Smith-Guerin, C. Brù, R. Gilabert, M. Vannoni, G. Poisson et P. Vieyres. A tele-operated mobile ultrasound scanner using a light weight robot. *IEEE Transactions on Innovation Technology in Biomedicine*, ISSN 1089-7771, Vol. 9, n°1, pp. 50-58, mars 2005.
- [16] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky and P. Swain. Wireless capsule endoscopy. *Nature* n° 405, pp. 4-7, 2000.
- [17] M. Shoham, M. Burman, E. Zehavi, L. Joskowicz, E. Batkilin, et Y. Kunicher. Bone-mounted miniature robot for surgical procedures ; concept and clinical applications. *IEEE Trans. on Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, volume 19(5), pp. 893–901, october 2003.
- [18] D. Kwon, Y. Yoon, J. Lee, S. Ko, K. Huh, J. Chung, Y. Park, et C. Won. Arthrobot. A new surgical robot system for total hip arthroplasty. *IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems (IROS'01)*, pp. 1123–1128, 2001.
- [19] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'01)*, pp. 2014–2019, 2001.
- [20] E. Dombre, G. Duchemin, P. Poignet, et F. Pierrot. Dermarob. A safe robot for reconstructive surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, volume 19(5), pp. 876–884, 2003.
- [21] G. Duchemin, *Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de la peau*, LIRMM, Université de Montpellier II, décembre 2002.
- [22] G. Duchemin, P. Poignet, E. Dombre, et F. Pierrot. The challenge of designing and manufacturing of actuated medical robots for safe human interaction. *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Robot Dependability*, volume 11 (2), pp. 46–55, june 2004.
- [23] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, D. Sallé, N. Zemitte, P. Gravez, M. Karouia, and N. Bonnet. MARGE Project: Design, Modeling, and Control of Assistive Devices for Minimally Invasive Surgery, MICCAI'04, LNCS 3217, pp. 1–8, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2004.
- [24] D. Sallé, P. Bidaud, G. Morel. Optimal design of high dexterity modular MIS instrument for coronary artery bypass grafting. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, New Orleans, pp. 1276-1281, 2004.
- [25] L. Al Bassit. Structures mécaniques à modules sphériques optimisées pour un robot médical de télé-échographie mobile. *Thèse de l'université d'Orléans*, juillet 2005.

- [26] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, P. Zanne, O. Piccin, P. Renaud, A. Gangi, L. Soler, J. Cortès, T. Siméon, IRASIS : Insertion Robotisée d'Aiguille Sous Imagerie Scanner, 3^e Journées du Programme Interdisciplinaire de Recherche ROBEA, pp. 131-138, Montpellier, 29-31 Mars 2005.
- [27] Sintors. Endoxirob. *Projet du Réseau National des Technologies pour la Santé (RNTS)*. CEA, IET, INRIA, LAAS, LIRMM, ONERA, SINTORS (Coordinateur), SIQUALIS, 2000-2004.
- [28] P. Vieyres, G. Poisson, F. Courrèges, O. Mérieux et Ph. Arbeille. The TERESA project ; from space research to ground tele-echography. *Industrial robot ; an international journal*, ISSN ; 0143 991X, vol. 30, n° 1, pp. 77-82, 2003.
- [29] N. Zemiti, T. Ortmaier, G. Morel, A new robot for force control in minimally invasive surgery. *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sendai, Japan, pp. 3643-3648, 2004.
- [30] M. Michelin, P. Poinet, et E. Dombre. Dynamic task / posture decoupling for minimally invasive surgery motions. *International Symposium on Experimental Robotics (ISER'04)*, June 2004.
- [31] J. Marescaux et A. Sezeur. Nouvelles technologies et chirurgie du futur. *Rapport présenté au 102^e Congrès français de chirurgie*, Paris, 5-7 octobre 2000.
- [32] F. Mohr, V. Falk and A. Diegeler, Computer-enhanced "robotic" cardiac surgery : experience in 148 patients, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, volume 121, pp. 842-853, 2001.
- [33] Projet COPRIN, J.P. Merlet, INRIA Sophia-Antipolis, <http://www-sop.inria.fr/coprin/>, 2003.
- [34] D. Gossot, C. Reboulet, and F. Thoulouse. Development of a wrist mechanism in endoscopic surgery. In *medical Workshop ESTEC-ESA*, Noordwijk, may 25-27 1994.
- [35] P. Berkelman, P. Cinquin, E. Boidard, J. Troccaz, C. Létoublon and J. Ayoubi. Design, Control and testing of a novel compact laparoscopic endoscope manipulator. *Journal of Systems and Control Engineering*, 217 (14), pp. 329-341, 2003.
- [36] F. VanMeer, D. Estève, A. Giraud, et A. Gue. Micromachined silicon 2-axis force sensor for teleoperated surgery. *Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV'04)*, March 2004.
- [37] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, J. Marescaux. Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, n° 5, pp. 842 -853, octobre 2003.
- [38] R. Ginhoux. Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive. *Thèse de Doctorat de l'Université Louis Pasteur*, Strasbourg 2003.
- [39] E. Taillant, J.C. Avila-Vilchis, C. Allegrini, I. Bricault and P. Cinquin, CT and MR Compatible Light Puncture Robot ; Architectural design and first experiments. *MICCAI 2004*, LNCS 3217, pp. 145-152, 2004.
- [40] B. Maurin, J. Gangloff, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, P. Zanne, C. Doignon, L. Soler and A. Gangi, A parallel robotic system with force sensors for percutaneous procedures under CT-guidance. *MICCAI 2004*, LNCS 3217, pp. 176_183, 2004.
- [41] R. Siveira, M. T. Pham, T. Redarce et M. Bétemps, A new mechanical birth simulator: BirthSIM. *IROS 2004*, Sendai, Japan, September 28-October 2, 2004.
- [42] F. Courrèges, G. Poisson, P. Vieyres, A. Vichis-Gonzales, J. Troccaz et B. Tondu. Low Level Control of Antagonist Artificial Pneumatic Muscles for a Tele-Operated Ultrasound Robot. *Proceedings of 12th International Symposium on Measurement and Control in Robotics, ISMCR'02*, Bourges, 20-21 June 2002.
- [43] G. Thomann. Contribution à la chirurgie minimalement invasive ; conception d'un coloscope intelligent. *Thèse de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon*, 2003.
- [44] J.P. Merlet, Miniature in-parallel positioning system MIPS for minimally invasive surgery. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Nice, September 1997.
- [45] T. Gagarina-Sasia, V. De Sars, J. Szewczyk, Robot Modulaire pour l'Inspection Endo-Chirurgicale. *17^e Congrès Français de Mécanique*, Troyes, September 2005.
- [46] F. Van Meer, Conception et réalisation d'une instrumentation terminale intégrée en chirurgie mini-invasive robotisée, *Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse*, janvier 2005.
- [47] F. Parain. Capteur intégré tactile d'empreintes digitales à microstructure, *Thèse de doctorat à l'INPG*, 2002.
- [48] E. Dombre, P. Poinet, M. Sauvée, J. Triboulet, P. Bidau, G. Morel, T. Ortmaier, J. Troccaz, O. Chavanon, P. Gravez, N. Bonnet, et M. Karouia. Guidage actif basé sur l'imagerie échographique. *Actes des Journées du Programme Interdisciplinaire de Recherche CNRS ROBEA*. LIRMM, LRP, CEA, Hôpital La Pitié Salpêtrière, TIMC, CHU Grenoble, janvier 2004.
- [49] A. Rovetta. Telerobotic surgery control and safety, in *Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA)*, San Francisco, CA, May 2000, pp. 2895-2900.
- [50] R. Genser, Requirements for safety related systems in medical area, in *Proc. Int. Advanced Robotics Program (IARP): Workshop on Medical Robots*, Vienna, Austria, October 1996, pp. 245-252.
- [51] D. Guiraud, A. Pacetti, E. Meola, J. Divoux, et P. Rabishong. One year implanted patients follow up : Suaw project first results. *International Functional Electrical Stimulation Society Conference (IFESS'01)*, 2001.
- [52] Y. Delnondedieu and J. Troccaz, J. PADyC: A Passive Arm with Dynamic Constraints. A two degrees of freedom prototype. *2nd Int. Symp. on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, MRCAS'95, 73-180, 1995.

- [53] S. Harris *et al.*, Experiences with robotics systems for knee surgery. *CVRMed-MRCAS'97*, pp. 757-766, Grenoble, France, 1997.
- [54] B. Davies, Safety of medical robots. *6th Int. Conf. On Advanced Robotics (ICAR'93)*, pp. 311-317, Tokyo, Japan, november 1993.
- [55] Y. Bailly and Y. Amirat, Modeling and control of a hybrid continuum active catheter for aortic aneurysm treatment. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'05)*, Barcelona, Spain, pp. 936-941, 2005
- [56] P. Cinquin. (coordination) *et al.*, ROMS : Robot Osmotique Médical au Sucre, TIMC, PRAXIM, 3S, LESIA, CERMAV, Service de Chirurgie Urologique, EFPG-LGP2, NMVC, Service de Chirurgie Vasculaire. *3^e journées du Programme Interdisciplinaire de ROBEA*, Montpellier, pp. 115-121, 2005.
- [57] E. Corbillon. Rapport sur la chirurgie assistée par ordinateur pour l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (Anaes), 2002.