



HAL
open science

Robotique médicale et commande en effort

Etienne Dombre, Philippe Poignet

► **To cite this version:**

Etienne Dombre, Philippe Poignet. Robotique médicale et commande en effort. Journal Européen des Systèmes Automatisés (JESA), 2007, 41 (9-10), pp.999-1019. 10.3166/JESA.41.999-1019 . lirmm-00189911

HAL Id: lirmm-00189911

<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00189911>

Submitted on 22 Sep 2022

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.

Robotique médicale et commande en effort

Etienne Dombre — Philippe Poignet

*LIRMM, Univ. Montpellier 2, CNRS
161, rue Ada
F-34392 Montpellier cedex 5
dombre@lirmm.fr*

RÉSUMÉ. Après avoir défini brièvement le champ de la robotique médicale, ses atouts et limitations, on rappelle les principaux schémas de commande en effort, puis on illustre son intérêt par des exemples tels que le contrôle des interactions instrument / tissus, la modélisation de ces interactions, la télé-opération et la manipulation conjointe de l'instrument par le chirurgien et le robot.

ABSTRACT. After having described the scope of medical robotics, its advantages and limitations, we recall the most commonly used force control schemes. Then, in order to show the interest of such control, we present some examples of application: control of interaction between instruments and soft tissues, modeling of these interactions, tele-operation and co-manipulation of the instrument by both the robot and the surgeon.

MOTS-CLÉS : robotique médicale, commande en effort.

KEYWORDS: medical robotics, force control.

1. Introduction

Plusieurs gestes opératoires requièrent de la part du chirurgien un contrôle fin des efforts d'interaction des instruments qu'il utilise avec les tissus sur lesquels il intervient. On peut citer par exemple le geste de l'anastomose lors d'un pontage coronaire, qui consiste à suturer un greffon sur une artère coronaire avec un fil de quelques dizaines de micromètres de diamètre. La force de pénétration (suivant l'axe tangent à l'aiguille en sa pointe) est inférieure à 1 N. Deux ordres de grandeur plus loin, l'effort normal requis pour un prélèvement de peau en chirurgie réparatrice se situe entre 50 et 100 N selon la largeur de l'instrument utilisé.

Certains gestes chirurgicaux, tels que ceux que l'on vient d'évoquer, sont complexes à réaliser, ce qui justifie le développement de dispositifs robotisés d'assistance au chirurgien. Les efforts, qui sont exercés et régulés naturellement par le chirurgien lors d'interventions conventionnelles, doivent donc être mesurés en conséquence.

En supposant que le robot est muni d'un capteur d'effort, les informations après mise en forme peuvent être exploitées pour satisfaire plusieurs objectifs :

- contrôler les efforts d'interaction instrument/tissus et reproduire de façon autonome certains gestes opératoires complexes. Il s'agit alors de développer des boucles d'asservissement en effort « bas niveau » ;
- ces boucles « bas niveau » peuvent aussi être utilisées pour faire des mesures de contrainte et déformation en vue de modéliser et caractériser les tissus mous à des fins de simulation ou de commande ;
- mettre en œuvre des interfaces chirurgien/robot de télé-opération ou de co-manipulation (avec partage des degrés de liberté), avec retour d'effort, qui nécessitent des schémas de commande « haut niveau » mettant l'homme dans la boucle.

Nous donnons dans cet article des exemples illustrant ces différents objectifs. Auparavant, on définit brièvement le champ de la robotique médicale, ses atouts et limitations, puis on rappelle les principaux schémas de commande en effort.

2. Robotique médicale

La robotique médicale couvre plusieurs domaines comme indiqué sur la figure 1. On s'appuiera plutôt dans cet article sur des exemples tirés de la robotique d'assistance au médecin, mais il est clair que de nombreux dispositifs d'assistance à la personne, qui coopèrent avec le patient, la personne âgée ou le sportif, requièrent aussi un contrôle en effort (voir par exemple (Riener *et al.*, 2005)).

Les premiers robots d'assistance au médecin étaient des robots industriels « médicalisés ». Ils sont apparus en salle d'opération depuis maintenant une vingtaine d'années (un Puma 260 en neurochirurgie). Depuis cette date, de

nombreux prototypes ont été conçus et expérimentés dans les différents domaines de la chirurgie (neurochirurgie, orthopédie, radiologie interventionnelle (notamment la chirurgie percutanée guidée par l'image), chirurgie endoscopique mini-invasive pour le cardio-vasculaire, l'urologie, la gynécologie...), du diagnostic (télé-échographie notamment) et de la thérapie (comme la radiothérapie). Ils ont permis de mieux cerner les besoins des médecins et les limites de ce que peut apporter la robotique.

Les besoins principaux à court terme de la chirurgie peuvent être exprimés de la façon suivante :

- améliorer la précision du geste : moins de chirurgie de reprise (en orthopédie), détruire ou enlever des tumeurs de plus en plus petites, opérer de façon sûre à proximité de zones vitales... ;
- améliorer les conditions opératoires : accéder à la cible de façon moins invasive, limiter les effets collatéraux des radiations en radiologie interventionnelle (pour le patient mais aussi pour le chirurgien)... ;
- développer de nouveaux instruments (notamment pour la microchirurgie) et de nouveaux protocoles moins invasifs (par exemple pour la chirurgie à cœur battant : pontage, réparation de valve mitrale...).

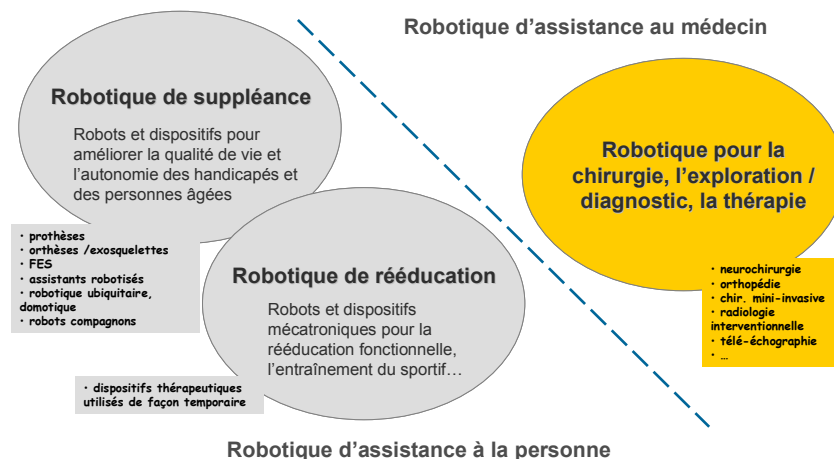


Figure 1. Les domaines de la robotique médicale

La robotique, de par les fonctions de perception, de planification et d'action qu'elle permet d'intégrer et de par ses performances, peut répondre entre autres aux exigences suivantes :

- positionner avec précision des instruments (guide d'outils de coupe en chirurgie orthopédique par exemple) et suivre des trajectoires complexes en référence à une planification pré-opératoire ou per-opératoire, en intégrant des

contraintes de sécurité (par exemple en limitant les mouvements d'un instrument dans une zone sûre), en filtrant le tremblement naturel du chirurgien, en mettant à l'échelle les déplacements et efforts du chirurgien en microchirurgie... ;

– prendre en compte des informations extéroceptives pour assister le chirurgien dans certaines tâches (ou les automatiser) en mettant en oeuvre des techniques d'asservissement perceptif (vision, effort), par exemple pour le guidage en temps réel de l'insertion d'aiguille sous imagerie scanner, pour la compensation de mouvements physiologiques à grande dynamique comme les mouvements cardiaques, pour le contrôle des efforts d'interaction de l'instrument avec des tissus rigides (fraisage d'une cavité osseuse par exemple) ou mous (ablation d'une tumeur).

La robotique a bien sûr ses limites et n'a donc pas encore eu l'impact qu'on lui prédisait à ses débuts dans le domaine médical. A titre d'exemple, le premier robot chirurgical commercialisé, le système ROBODOC (ISS) pour la chirurgie orthopédique, a été vendu à moins d'une centaine d'exemplaires entre 1992 et 2005, date de l'arrêt de sa distribution, après avoir réalisé environ 10 000 poses de prothèses de hanche. Le robot Da Vinci (www.intuitivesurgical.com/), dont on parle beaucoup, n'a pas non plus fait ses preuves comme dispositif utilisable en routine quotidienne en salle d'opération, sauf peut être en urologie. Les quelques 300 exemplaires vendus, annoncés par Intuitive Surgical Inc., sont plus le résultat d'une politique commerciale agressive (effet vitrine pour l'acquéreur) que de l'adéquation du produit aux besoins chirurgicaux et aux exigences d'une salle d'opération. Plusieurs facteurs en sont la cause :

– le modèle économique pour évaluer la rentabilité de tels systèmes reste encore à définir. Les éléments à intégrer sont les suivants : coûts d'acquisition, d'exploitation et de maintenance, formation du chirurgien et du personnel, augmentation de la durée des opérations, nécessité d'une assistance technique... ;

– la valeur ajoutée clinique est difficile à évaluer en l'absence de critères de comparaison objectifs et mesurables avec le geste conventionnel du chirurgien ;

– la mise en œuvre du robot est généralement trop longue ;

– son encombrement est souvent trop important pour une salle d'opération conventionnelle ;

– les interfaces homme/machine ne sont pas assez conviviales ;

– les problèmes liés à la sécurité et à la stérilisabilité sont complexes...

Pour ces diverses raisons, auxquelles il faut ajouter les limites ou l'absence de certaines fonctionnalités (retour d'effort et commande en effort, compensation automatique des mouvements physiologiques par exemple), les recherches actuelles visent plutôt à développer des instruments robotisés spécialisés (monofonction plutôt qu'universels), de dimension réduite (comme par exemple le robot « portable » SpineAssist de Mazor Surgical Technologies, monté sur l'épine dorsale pour la chirurgie du rachis : www.mazorst.com), ou des dispositifs miniatures (comme les dispositifs endoluminaux autonomes ou télé-opérés tels que les cathéters et

endoscopes actifs pour la chirurgie vasculaire, les « capsules » pour l'examen du tractus gastro-intestinal...). Pour un état de l'art récent et complet des problématiques scientifiques et cliniques de la robotique chirurgicale, on renvoie le lecteur au site de la deuxième Université d'Été sur le sujet qui s'est tenue à Montpellier en septembre 2005 (<http://www.lirmm.fr/UEE05/>) ou au numéro spécial sur le sujet d'IEEE (*Trans. on Robotics and Automation*, vol. 19(5), Oct. 2003).

3. Commande en effort

Depuis la fin des années 1970, beaucoup de travaux se sont concentrés sur les structures de commande en effort en robotique. Le lecteur trouvera dans (Siciliano *et al.*, 2000 ; Khalil *et al.*, 2002) une analyse détaillée sur le sujet. Une façon de classer ces structures est de distinguer (Duchemin, 2002) :

- le *contrôle d'effort implicite* dans lequel aucune consigne d'effort désiré n'est spécifié. Le retour d'effort peut être quant à lui explicite ou implicite selon la présence ou non d'un capteur d'effort ;

- le *contrôle d'effort explicite* dans lequel il existe une consigne d'effort désiré, là encore, avec retour d'effort explicite ou implicite.

3.1. Contrôle d'effort implicite

Le principe générique est la commande d'impédance (ou compliance active) (Hogan, 1985) représentée à la figure 2. Le robot, qui interagit avec l'environnement, est en général assimilé à un système du 2^e ordre de type masse-ressort-amortisseur et la commande consiste à réguler son impédance de sortie, c'est-à-dire sa dynamique vis-à-vis des sollicitations mécaniques externes. La vitesse opérationnelle $\dot{\mathbf{X}}(s)$ de l'organe terminal et les efforts $\mathbf{F}(s)$ qui lui sont appliqués sont reliés par une impédance $\mathbf{Z}(s)$ (dans le domaine de Laplace) telle que (Khalil *et al.*, 2002) :

$$\mathbf{F}(s) = \mathbf{Z}(s) \dot{\mathbf{X}}(s) = s \mathbf{Z}(s) \mathbf{X}(s) \quad [1]$$

$$s \mathbf{Z}(s) = \mathbf{A} s^2 + \mathbf{B} s + \mathbf{K} \quad [2]$$

où \mathbf{A} est une matrice d'inertie, \mathbf{B} une matrice d'amortissement et \mathbf{K} une matrice de raideur. Selon le réglage de ces paramètres, on obtiendra divers comportements du robot :

- on donne à \mathbf{A} des valeurs élevées dans les directions où l'on attend un contact de l'outil avec l'environnement afin de limiter la dynamique du robot ;

- on donne à \mathbf{B} des valeurs élevées dans les directions selon lesquelles on veut dissiper l'énergie cinétique et donc amortir la réponse ;

– on donne à \mathbf{K} de faibles valeurs dans les directions commandées en effort et des valeurs élevées dans celles commandées en position.

Plusieurs variantes de ce schéma sont possibles selon la présence ou non dans l'expression de l'impédance des termes $\mathbf{\Lambda}$, \mathbf{B} et \mathbf{K} . Elles ont donné lieu à la commande par matrice de raideur ($\mathbf{\Lambda}=\mathbf{0}$ et $\mathbf{B}=\mathbf{0}$) et par matrice d'amortissement ($\mathbf{\Lambda}=\mathbf{0}$ et $\mathbf{K}=\mathbf{0}$) (Whitney, 1985), ou par raideur active ($\mathbf{\Lambda}=\mathbf{0}$ et $\mathbf{B}=\mathbf{0}$, \mathbf{K} étant modifiable en ligne pour adapter le comportement du robot aux contraintes de la tâche) (Salisbury, 1980).

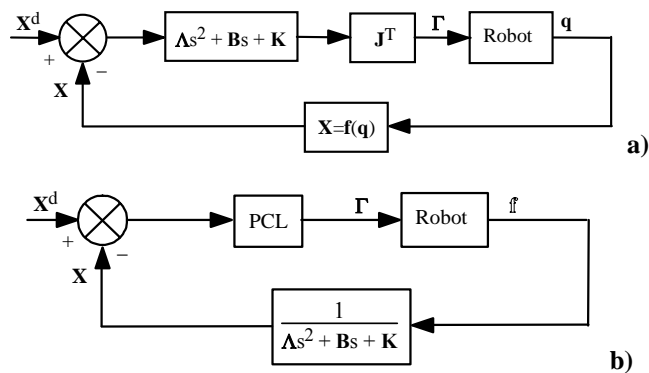


Figure 2. Commande d'impédance a) sans retour d'effort, b) avec retour d'effort (avec \mathbf{X} vecteur des coordonnées opérationnelles ; \mathbf{q} vecteur des coordonnées articulaires ; $\mathbf{\Gamma}$ vecteur des couples/forces moteurs commandés ; \mathbf{f} torseur des efforts ; \mathbf{J} matrice jacobienne du robot ; PCL loi de commande en position)

3.2. Commande d'effort explicite

3.2.1. Commande hybride parallèle

La structure de commande hybride parallèle (Raibert *et al.*, 1981) découle directement de la formalisation d'une tâche compliant par (Mason, 1982) spécifiant que les directions commandées en effort et celles commandées en position dans le repère de compliance sont orthogonales. Les informations d'effort et de position sont donc utilisées simultanément et les directions contraintes en effort sont commandées en position alors que celles contraintes en position sont commandées en effort. Une matrice de sélection diagonale $\mathbf{S} = \text{diag}(s_1, \dots, s_6)$, où $s_i = 1$ si le i° degré de l'espace opérationnel est commandé en position, 0 sinon, permet de désigner le type de commande à affecter à chaque direction, assurant de ce fait l'exclusivité de l'une ou l'autre des commandes.

Le schéma de principe de cette commande avec ses deux boucles d'asservissement est présenté sur la figure 3. Les différentes variantes de ce schéma

tiennent au fait que la sommation des grandeurs \mathbf{u}_x et \mathbf{u}_f peut s'effectuer directement dans l'espace des couples articulaires ou dans l'espace des erreurs de position opérationnelle, ou bien encore dans l'espace des erreurs en effort.

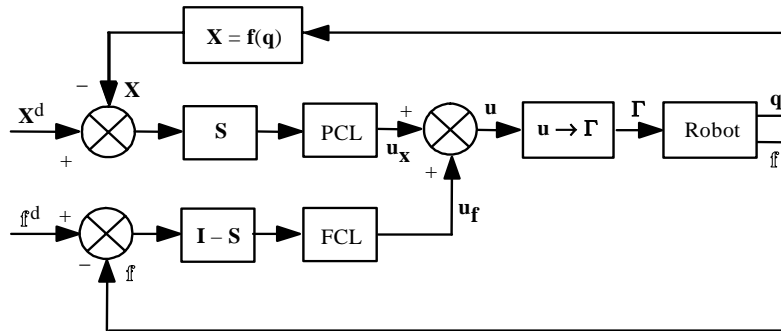


Figure 3. Principe de la commande hybride parallèle (avec FCL loi de commande en effort, \mathbf{u} , \mathbf{u}_x , \mathbf{u}_f grandeurs de commande)

3.2.2. Commande hybride externe

Contrairement à la commande hybride parallèle, la commande externe (appelée encore commande en série ou en cascade) permet la contribution selon une même direction d'un terme en effort et d'un autre en position (De Schutter *et al.*, 1988). L'idée essentielle (figure 4) réside dans le fait qu'une variation de l'effort se traduit par un déplacement (en modélisant classiquement le contact du robot avec l'environnement par un ressort dans le cas d'un correcteur d'effort le plus simple possible). L'asservissement de l'effort mesuré à la valeur de consigne est donc réalisé par conversion de l'erreur d'effort en un déplacement relatif de l'organe terminal qui vient corriger une consigne initiale de position. Le déplacement résultant permet donc d'exercer l'effort désiré sur l'environnement.

De par sa structure, cette commande ne nécessite pas que les commandes (en effort ou/et en position) appliquées selon les directions soient exclusives. Une matrice de sélection \mathbf{S} est ajoutée dans la boucle d'effort afin de conserver l'orthogonalité entre les directions commandées en effort et celles commandées en position.

Il existe plusieurs variantes de la commande hybride externe, selon que l'asservissement de position est réalisé dans l'espace opérationnel ou dans l'espace articulaire.

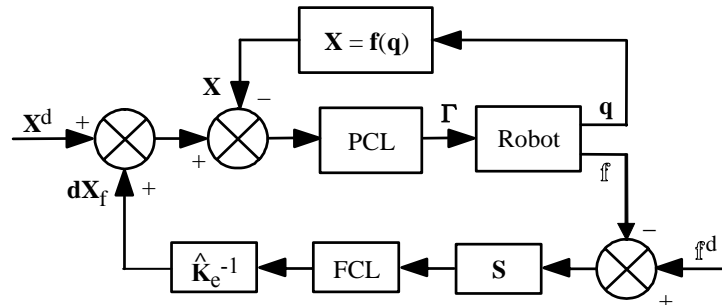


Figure 4. Principe de la commande hybride externe (avec \hat{k}_e estimée de la raideur de l'environnement)

3.3. Choix d'une structure de commande

Dans de nombreuses applications chirurgicales il faut pouvoir spécifier un effort de consigne et le contrôler au cours du mouvement, ce qui impose la présence d'un capteur d'effort et élimine d'emblée les schémas de contrôle d'effort implicite. Restent donc les structures explicites : entre la commande hybride parallèle et la commande hybride externe, le choix se portera plutôt vers la seconde pour des raisons de sécurité. L'asservissement de position articulaire est toujours actif, évitant ainsi des problèmes d'instabilité lors du passage d'un mode purement asservi en position à un mode mixte. Par ailleurs, les lois de commande sont simples et sûres, de type PID pour l'asservissement articulaire et de type Intégral pour la boucle externe d'effort. Un autre avantage est sa facilité de mise en œuvre sur des contrôleurs industriels « fermés », possédant déjà leur propre asservissement de position et ne permettant pas la maîtrise des couples articulaires. L'utilisation de cette commande sera illustrée aux sections 4.1 et 4.2.

3.4. Utilisation de la commande en effort en robotique médicale

Les mesures issues d'un capteur d'effort peuvent être exploitées à plusieurs niveaux selon l'application visée :

- le robot ne fait qu'exécuter en mode automatique, après un recalage approprié en per-opératoire, des trajectoires planifiées en pré-opératoire. La mesure d'effort est alors utilisée afin de maîtriser les interactions instrument/tissus, par exemple pour le suivi d'une trajectoire à effort constant (voir l'exemple en section 4.1) ou pour la modélisation et la caractérisation des tissus (voir l'exemple en section 4.2) ;

- le robot est de type maître-esclave, le bras esclave porte-instrument et l'instrument lui-même étant télé-opérés *via* un bras maître par le chirurgien (comme le système Da Vinci déjà évoqué) ou par le médecin en télé-échographie (par

exemple, système OTELO du LVR-Bourges (Delgorge *et al.*, 2005), maintenant commercialisé sous le nom d'ESTELE (<http://www.robosoft.fr>), et système TER de TIMC-Grenoble (Berkelman *et al.*, 2003)). Après traitement, l'effort peut être restitué au chirurgien pour lui donner des sensations haptiques (section 4.3) ou peut servir à limiter les efforts exercés par l'instrument sur les organes au contact (aucun des systèmes évoqués n'offre encore ces fonctionnalités) ;

– l'instrument est manipulé conjointement par le chirurgien et le robot avec partage des directions de l'espace opérationnel, l'un ou l'autre pouvant prendre la main de façon exclusive à tout moment selon le temps opératoire. On parle alors de co-manipulation (voir l'exemple en section 4.4). L'idée est de contrôler l'irréversibilité mécanique intrinsèque du robot par une réversibilité logicielle sélective. Ce mode de fonctionnement est prometteur pour de nombreuses applications : guidage manuel du robot lors des phases d'apprentissage ; contrainte du geste chirurgical selon certaines directions (exemples : insertion d'une aiguille, usinage dans un plan de découpe) ; contrainte du geste chirurgical dans certaines zones (exemple : répulsion de l'outil pour l'éloigner de zones critiques, attraction vers la cible) ; filtrage des tremblements en micro-chirurgie ; compensation de la gravité pour la manipulation d'instruments lourds...

Pratiquement, la mesure d'effort dans les applications médicales est délicate, plus particulièrement pour la chirurgie mini-invasive sous endoscopie. Le passage des instruments au travers des trocars induit des frottements importants. Pour restituer une sensation haptique au chirurgien, ou pour imposer une consigne d'effort, à moins de compenser ces frottements (section 4.4), il faut pouvoir mesurer les efforts, souvent faibles, au plus près de l'interaction instrument-tissus. Comme déjà mentionné, la force de perçage d'une aiguille sur une artère coronaire est de l'ordre de 1 N, de 0,6 N sur le myocarde (Dombre *et al.*, 2004). L'enjeu est de développer des capteurs miniatures facilement intégrables à l'extrémité de l'instrument, par exemple dans les mors d'un forceps (typiquement, dans un volume de 20x5x2 mm³). Outre les problèmes de miniaturisation, ces capteurs doivent être alimentés et transmettre les données *via* des fils qu'il faut passer au travers des articulations distales de l'instrument puis du trocart. Ils doivent être stérilisables (ou jetables, auquel cas de faible coût), ce qui contraint encore les défis technologiques. On trouvera dans (Van Meer, 2005) une bonne analyse de la question et quelques propositions de solutions.

Outre les difficultés liées à la mesure, on notera que l'exploitation en temps réel de ces informations dans un schéma de commande en effort a aussi ses limites compte tenu des contraintes de sécurité inhérentes au domaine.

4. Quelques exemples d'application

On présente ici quatre exemples : le premier illustre le fonctionnement en mode automatique pour le suivi de trajectoire à effort constant avec le robot Dermarob du

LIRMM ; le deuxième montre une utilisation du même robot en vue de modéliser l'interaction instrument/tissus mous à partir de la mesure d'effort ; le troisième donne un exemple de mise en œuvre d'un schéma de télé-opération pour une application de chirurgie mini-invasive à cœur battant ; le dernier présente un robot conçu pour la co-manipulation, le robot MC²E du LRP/ISIR. Les difficultés rencontrées lors de la mise en œuvre de ces expérimentations sont liées notamment à la mesure des efforts et au traitement des données, à la synthèse des lois de commande et à leur robustesse (Morel *et al.*, 2005).

4.1. Prélèvement de peau avec le robot *DERMAROB*

Le prélèvement de peau en chirurgie orthopédique est une opération délicate nécessitant de la part du spécialiste qui la pratique une grande précision du geste. Il s'agit en effet de prélever un greffon de peau dont la largeur et l'épaisseur dépendent d'un outil motorisé, appelé dermatome. Afin d'obtenir des résultats esthétiquement satisfaisants, l'épaisseur – quelques dixièmes de millimètre – et la largeur du greffon doivent être régulières, ce qui implique l'application d'un effort constant tout au long du mouvement.

L'importance de l'effort normal au plan de la peau, qui comme on l'a dit peut atteindre une centaine de Newtons, et sa direction variable au cours du mouvement (lors d'un prélèvement sur la tête par exemple) font de cette opération une tâche pénible. Le geste médical est par ailleurs long à maîtriser. Sa complexité et sa pénibilité ont justifié l'étude et la réalisation d'un robot de prélèvement cutané, le robot *Dermarob*¹, capable de prélever des bandes de peau sur le patient de façon automatique (Duchemin, 2002 ; Dombre *et al.*, 2003). Il s'agit d'un robot à 6 degrés de liberté (ddl), dont le porteur a une architecture de type Scara, équipé d'un capteur d'effort (Gamma 130/10 de ATI) sur lequel est monté le dermatome (figure 5).

Il a été conçu pour fonctionner selon deux modes utilisant la mesure d'effort et une commande hybride externe :

- un mode manuel compliant (appelé aussi co-manipulation, voir la section 4.4) pendant lequel le chirurgien tient la poignée du dermatome dans sa main ; dans ce mode d'apprentissage, le chirurgien désigne les points de départ et d'arrivée de la coupe à réaliser, plus éventuellement des points intermédiaires ;

- un mode complètement automatique pour effectuer le prélèvement.

Dans le repère orthonormé attaché au dermatome (figure 5b), x est la direction de déplacement et z la direction de l'appui. Pendant la phase de prélèvement, on asservit la force f_z selon z à une valeur donnée (35 N dans l'exemple ci-dessous) et

1. Ce projet s'est déroulé en étroite collaboration avec le Service des Brûlés du CHU Lapeyronie de Montpellier. Le prototype a été développé par la société SINTERS (Toulouse) avec un financement de la Région Languedoc-Roussillon, du MENR et du CNRS.

le moment m_x autour de x à 0 pour que la lame du dermatome reste plaquée sur la peau. Il faut aussi contrôler m_y pour que l'assiette du dermatome, et donc l'épaisseur du lambeau de peau, soit constante sur toute sa longueur. La surface d'appui du dermatome étant très allongée dans la direction y , la mesure de m_y est très imprécise. Un télémètre laser (modèle OADM20 de Baumer Electric) mesure donc au cours du mouvement la distance entre l'extrémité du poignet et la peau, ce qui permet de reconstruire m_y . La figure 6a montre que f_z reste bien constante au cours d'un prélèvement. On voit sur la figure 6b l'évolution (non asservie) de la force f_x dans la direction du prélèvement : la diminution de f_x pour $22 < t < 38$ correspond à une phase de réorientation du dermatome juste avant l'incision de la peau. Le prélèvement proprement dit commence donc à $t=40$, ce qui se traduit par une augmentation importante de la force tangentielle. Le résultat d'un prélèvement sur cochon, effectué au Laboratoire de Chirurgie Expérimentale de la Faculté de Médecine de Montpellier, est présenté sur la figure 7. Il est qualitativement équivalent à celui qui aurait été obtenu manuellement.

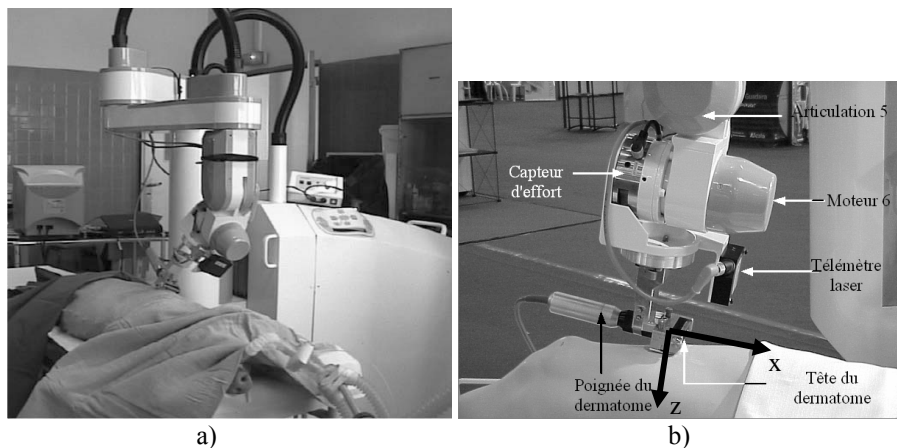


Figure 5. a) vue du robot Dermarob et b) gros plan sur le poignet

4.2. Modélisation et caractérisation des tissus mous

Un robot muni d'un capteur d'effort peut également constituer un dispositif de mesure permettant la modélisation et la caractérisation de tissus soumis à des contraintes ou des déformations. Ces modèles sont à la base des systèmes de planification pré-opératoire et des simulateurs pour la formation des chirurgiens sur « patient virtuel ». La connaissance du comportement des tissus peut aussi être mise à profit pour régler les valeurs de consigne et les gains des lois de commande qui régissent l'interaction instrument/patient, comme dans le cas du prélèvement de peau (Duchemin, 2002 ; Duchemin *et al.*, 2005).

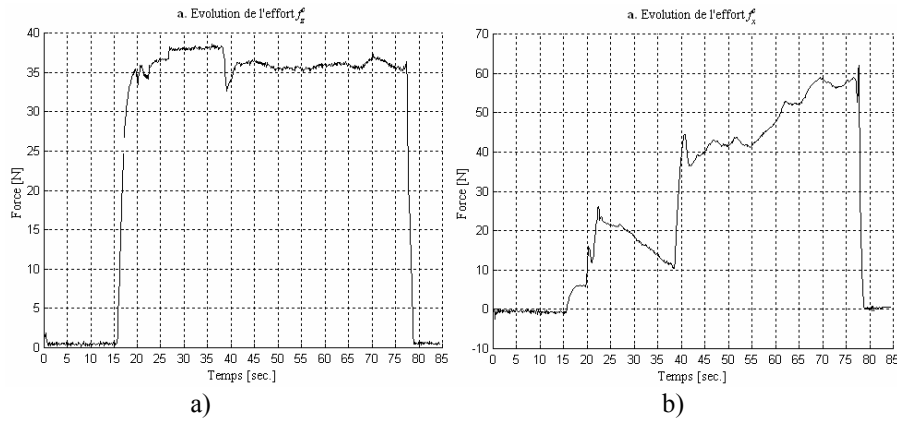


Figure 6. Composantes a) normale et b) tangentielle de l'effort en cours de prélèvement

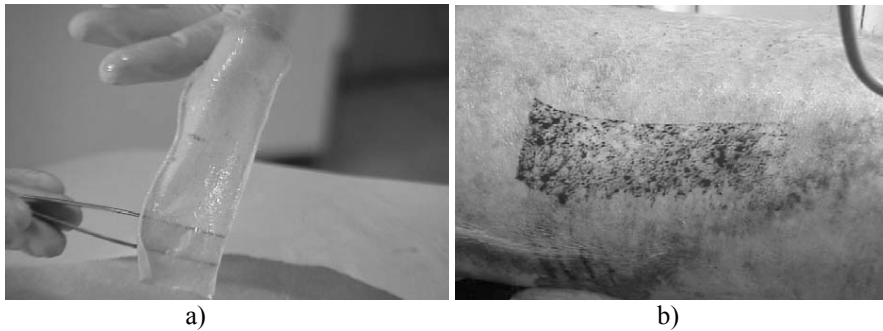


Figure 7. a) greffon de peau prélevé avec Dermarob et b) zone donneuse après prélèvement

Dans ce contexte, il s'agit de mettre en œuvre un protocole simple, rapide et reproductible juste avant le prélèvement proprement dit pour prendre en compte les caractéristiques biomécaniques spécifiques de la peau du patient sur lequel le prélèvement est effectué ainsi que la nature des tissus sous-jacents (proximité ou non d'os) ; le modèle doit être simple et peu coûteux en temps de calcul pour répondre aux exigences des contraintes temps réel ; enfin, ses paramètres mathématiques doivent avoir une signification physique ou biologique pour permettre sa validation.

Pratiquement, deux modèles différents sont nécessaires pour représenter le comportement de la peau en contact avec le dermatome :

- un modèle de déformation statique selon la direction z de l'appui (la vitesse du dermatome est quasiment nulle une fois que la consigne de force est atteinte) ;
- un modèle de cisaillement, de type viscoélastique, dans la direction x du déplacement. Ces modèles ont été validés *in vivo* avec le robot Dermarob sur des cuisses de sujets sains.

1) Pour la déformation statique, nous avons adopté le modèle de (D'Aulignac *et al.*, 1999). Ce modèle introduit une raideur non linéaire $k_z(z)$ pour décrire le fait qu'au-delà d'une certaine profondeur de pénétration h , aucune déformation n'est possible :

$$f_z(z) = k_z(z)z, \text{ avec } k_z(z) = \frac{k_z^0}{1 - \frac{z}{h}} \text{ pour } z < h \quad [3]$$

où les paramètres k_z^0 et h peuvent être interprétés respectivement comme la raideur de la peau et son épaisseur.

Le protocole expérimental, représenté sur la figure 8, est le suivant :

- la tête du dermatome est dans un premier temps positionnée parallèlement à la surface de la peau : l'effort courant f_z^c est donc nul et la position courante z_{ref} du centre d'outil est alors prise comme référence ;

- une consigne d'effort f_z^d ou de déplacement $z^d = z_{ref} + \Delta z^d$ est alors commandée au contrôleur, dont le résultat est un déplacement du robot, le dermatome compressant ainsi la cuisse.

La structure de la commande utilisée est la même que pour le prélèvement, c'est-à-dire une commande hybride externe qui permet un déplacement du dermatome dans le tissu résultant du choix d'une consigne d'effort ou d'une consigne de position :

- un essai de type fluage est réalisé lorsque la consigne est un effort désiré f_z^d et que l'on mesure la profondeur de pénétration $\Delta z^c = z^c - z_{ref}$ ainsi engendrée ;

- un essai de type relaxation est effectué lorsque la consigne est une profondeur de pénétration $\Delta z^d = z^d - z_{ref}$ et que l'on mesure l'effort de contre-pression f_z^c .

Ces essais peuvent être conduits avec des consignes en échelon (vitesse d'application de la consigne suffisamment rapide), ce qui permet d'obtenir des courbes isochrones, ou avec des consignes en rampe (vitesse d'application suffisamment lente devant la fréquence d'acquisition des données), ce qui permet d'obtenir des courbes isométriques.

Les résultats de la figure 9 obtenus en conditions isométriques montrent que le modèle retenu est bien approprié pour représenter le comportement expérimental de

la cuisse en relaxation. On a montré par ailleurs que les résultats étaient réversibles, c'est-à-dire que les valeurs des paramètres sont identiques, que l'essai soit réalisé en fluage ou en relaxation.

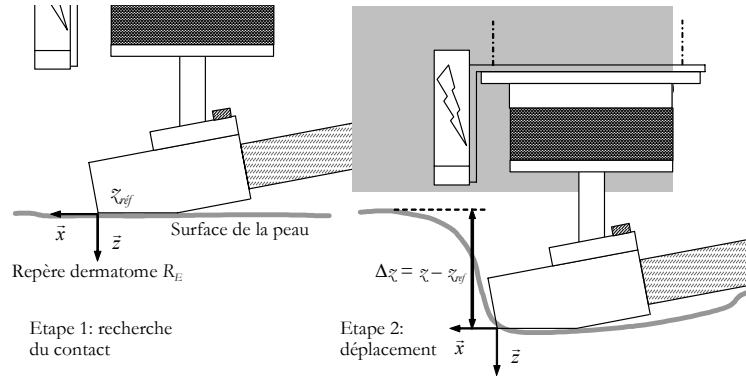


Figure 8. Protocole expérimental pour les tests en fluage et relaxation

2) Pour une vitesse de prélèvement \dot{x}^d et une force normale f_z^d données, la déformation en cisaillement peut être modélisée par la relation suivante, dans laquelle $\mu(\dot{x}^d)$ est le coefficient de frottement dynamique (qui décroît avec \dot{x}^d) :

$$f_x^c(\Delta x^d, f_z^d) = \mu(\dot{x}^d) f_z^d \left(1 - e^{-\frac{\Delta x^d}{L}}\right) \quad [4]$$

où L [m] est calculé grâce à la pente de la fonction dérivée lorsque $\Delta x^d \rightarrow 0$.

Ce modèle viscoélastique suggère que le comportement de la peau selon la direction de déplacement dépend de l'effort normal appliqué et de la vitesse de prélèvement. Le protocole expérimental est similaire au précédent (figure 10). Une fois le dermatome positionné à la surface de la peau, une consigne d'effort f_z^d est commandée : i) lorsque cet effort est atteint, le dermatome est déplacé par le robot selon l'axe x depuis la position x_{ref} prise comme référence, en respectant cette consigne ; ii) l'effort courant f_x^c est mesuré tout au long du déplacement relatif $\Delta x^d = x^d - x_{ref}$. Il est le résultat du frottement du dermatome sur la peau ainsi que de la force de résistance induite par le bourrelet de tissu formé au-devant de la tête du dermatome.

La figure 11 montre les essais en cisaillement obtenus pour six consignes d'effort différentes. L'effort de frottement augmente jusqu'à un maximum (la partie superficielle de la peau se déplace avec le dermatome sans glissement) pour ensuite décroître et se stabiliser autour d'une valeur moyenne sensiblement constante (la

peau, arrivée à son maximum d'étirement glisse sous le dermatome). Cette valeur dépend évidemment de la force normale du dermatome sur la peau. On a montré que le pic d'effort et la valeur moyenne diminuent avec l'utilisation d'un lubrifiant.

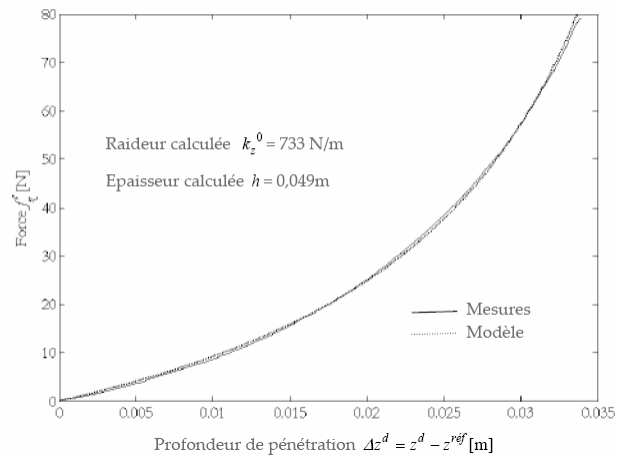


Figure 9. Courbes isométriques de relaxation expérimentale et interpolée

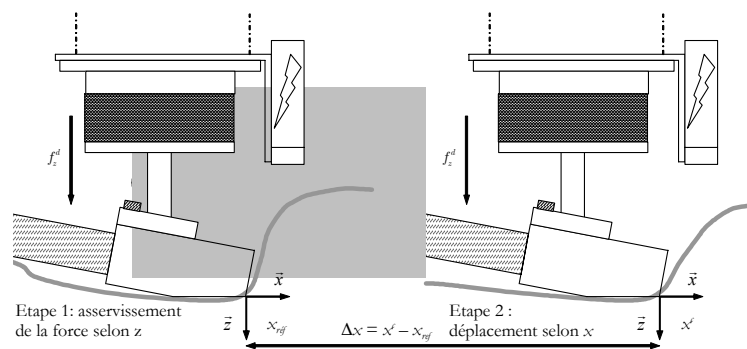


Figure 10. Protocole expérimental pour les essais de cisaillement

4.3. Télé-opération en chirurgie à cœur battant

Les battements cardiaques (et les mouvements respiratoires) induisent des déplacements de la surface du cœur dont l'amplitude (voisine du centimètre) et la dynamique (de l'ordre du g) rendent impossible toute intervention chirurgicale naturellement minutieuse sur cet organe. Pour y remédier, la solution est de mettre en œuvre une circulation extra-corporelle et d'opérer sur un cœur arrêté. Cette technique parfaitement maîtrisée n'est cependant pas anodine et lorsque c'est

possible, le chirurgien a plutôt recours à une stabilisation mécanique au moyen d'un dispositif placé autour de la zone d'intérêt. Le résultat n'est pas satisfaisant, les mouvements résiduels étant de l'ordre du millimètre, ce qui est encore beaucoup vis-à-vis de la résolution requise pour une anastomose par exemple (quelques dixièmes de mm). L'idée est donc d'utiliser un robot dont une fonction secondaire sera de suivre localement les mouvements de la zone d'intérêt - réalisant ainsi une stabilisation virtuelle du cœur -, la fonction principale étant de reproduire le geste utile du chirurgien pour la chirurgie en cours. Cette superposition d'une fonction de filtrage automatique et d'une fonction manuelle peut être obtenue grâce à une structure de télé-opération maître-esclave. Cette structure peut en outre permettre :

- de gérer le passage de l'instrument par le trocart qui impose une contrainte cinématique, si l'intervention se fait de façon mini-invasive ;
- de spécifier une consigne en effort, par exemple pour empêcher ou contraindre des mouvements dans certaines directions ;
- de restituer au système maître les efforts d'interaction entre l'instrument et l'organe, sous réserve comme indiqué en section 3.4 de disposer d'un capteur *ad hoc*.

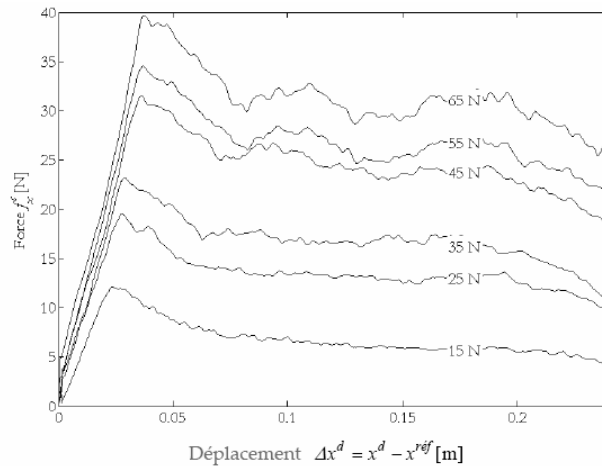


Figure 11. Résultats expérimentaux pour les essais de cisaillement en relaxation

Les problématiques de recherche actuelles de la chirurgie cardiaque à cœur battant peuvent se résumer ainsi :

- estimer les mouvements 3D de la zone d'intérêt, une des difficultés étant que le cœur est une surface déformable ;
- développer un schéma d'asservissement visuel robuste (notamment aux occlusions des marqueurs ou de la texture utilisés pour l'estimation du mouvement) permettant de stabiliser virtuellement cette zone dans le repère de l'instrument ;

– développer un schéma de commande bilatérale avec retour haptique pour l'interface maître-esclave.

Pour ce dernier point, la difficulté est alors de garantir la stabilité du système en présence de variations de raideur de l'environnement en assurant un maximum de transparence (qualité et fidélité) du retour haptique. Le contrôleur proposé dans (Cortés et al., 2006) en est un exemple. Défini dans l'espace opérationnel, il est basé sur une architecture de télé-opération position-position (figure 12). Le contrôle dans l'espace nul garantit le respect de la contrainte cinématique du trocart. Le contrôle de la tâche inclut un observateur actif (AOB) dans l'espace cartésien qui assure le suivi de l'effort de contact désiré avec une dynamique imposée. Les premières validations expérimentales ont été menées sur le robot D2M2 (figure 13). Des expérimentations *in-vivo* sur animal sont prévues en 2007.

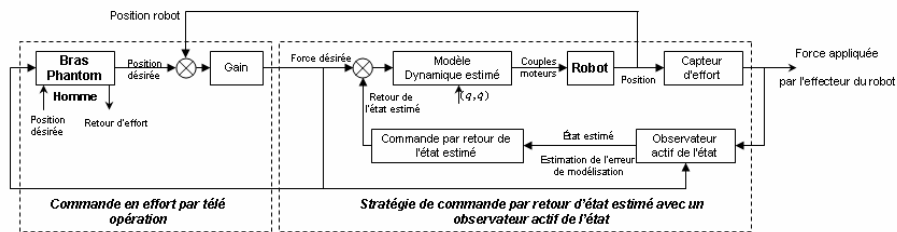


Figure 12. Architecture de télé-opération position-position avec AOB

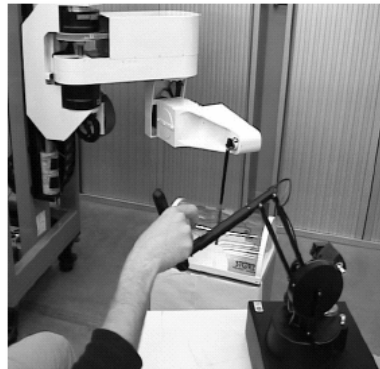


Figure 13. Robot D2M2 (en blanc) télé-opéré au moyen d'une interface haptique (en noir)

4.4. Comanipulation avec le robot MC²E

Le robot MC²E (Manipulateur Compact de Chirurgie Endoscopique) (Zemiti, 2005) est un bon exemple d'interface pour la comanipulation. MC²E a une architecture série sphérique dédiée à la chirurgie mini-invasive, qui permet de respecter la contrainte cinématique imposée par le point d'incision (figure 14a). Il a quatre ddl : les deux premiers (deux axes rotoïdes θ_1 et θ_2) permettent de manipuler le trocart autour d'un point fixe qui coïncide avec le point d'incision, les deux derniers assurant la rotation propre de l'instrument (θ_3) et sa translation (d_4) le long de son axe principal. Le robot est compact, léger, facilement installable et permet l'utilisation d'instruments standard (figure 14b).

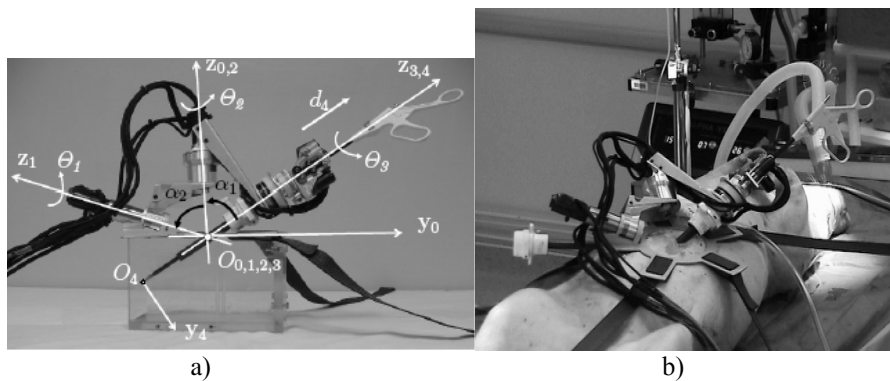


Figure 14. Robot MC²E : a) cinématique, b) lors d'essais in vivo sur cochon (Zemiti, 2005)

Pour pallier les difficultés évoquées en section 3.3 liées à la mesure d'effort, le dispositif de la figure 15 permet de compenser les frottements instrument/trocart et de ne restituer au chirurgien que les efforts d'interaction « utiles » de la partie distale de l'instrument avec l'organe à opérer. Son principe est le suivant : le capteur d'effort (un Nano 43 d'ATI dont l'axe est creux) est placé entre le trocart et un guide passif en translation ; il mesure six composantes de force et de moment entre ses plateaux supérieur et inférieur ; le plateau inférieur est attaché au trocart conventionnel alors que le plateau supérieur est attaché au guide. Le guide passe à travers l'orifice du capteur ainsi qu'à l'intérieur du trocart sans entrer en contact avec ce dernier (sauf au niveau des joints d'étanchéité du trocart). Par conséquent, si le trocart est choisi comme corps de référence, le capteur d'effort mesure les efforts appliqués sur le guide, donc sur l'instrument.

En négligeant les effets dynamiques (ce qui est réaliste dans les conditions d'utilisation), on montre que le torseur mesuré est, au poids de l'ensemble instrument-translateur-guide près, égal à l'interaction entre instrument et organe, et

ce quels que soient les frottements au niveau du trocart, et quels que soient les moments de torsion engendrés sur le trocart par la paroi traversée. L'estimation du torseur d'interaction distale se réduit donc à une simple estimation du modèle poids, avec une difficulté particulière liée au fait que, le système mécanique étant installé directement sur le patient autour du trocart, on ne connaît pas l'orientation du champ gravitationnel dans la base du robot. Le problème est résolu grâce à une procédure d'estimation appropriée.

Le chirurgien peut alors co-manipuler l'instrument, en ressentant parfaitement les interactions avec les tissus de la zone opératoire. Dans sa thèse, Zemiti a aussi montré une application de MC²E utilisé comme robot esclave en mode télé-opéré.

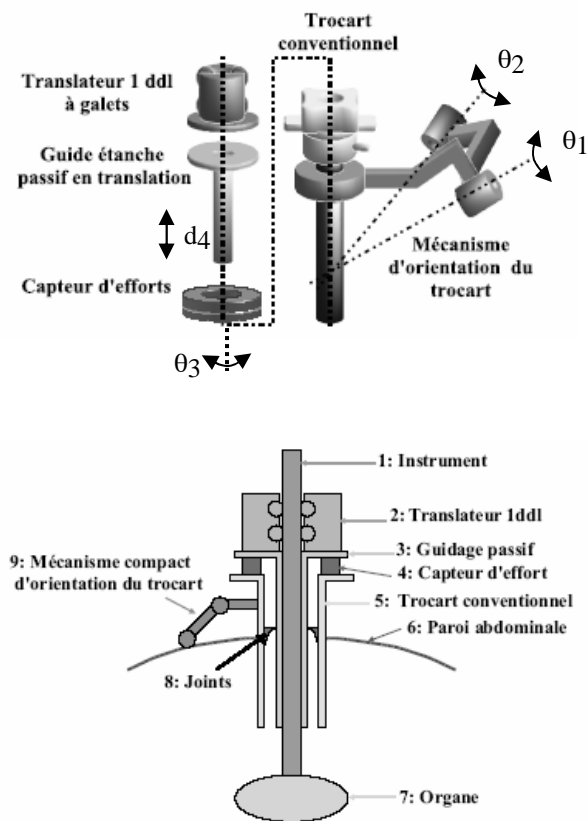


Figure 15. Principe de la compensation des frottements (Zemiti, 2005)

5. Conclusion

Nous avons brièvement présenté dans cet article les enjeux et limitations de la robotique médicale. La perception de l'effort d'interaction entre l'instrument chirurgical et les tissus sur lesquels il intervient est nécessaire, que ce soit pour le limiter, le réguler ou pour restituer au chirurgien des sensations haptiques, mais en pratique, cette mesure reste délicate à réaliser. Nous avons cependant montré sur des exemples l'intérêt de l'intégration de cette information dans une boucle de commande, notamment pour le contrôle de la trajectoire d'instruments, la modélisation de leur interaction avec des tissus mous et la télé-opération et la co-manipulation.

De façon complémentaire, la vision mais aussi l'imagerie scanner, IRM ou échographique, jouent un rôle fondamental en robotique médicale pour le guidage des instruments et suscitent actuellement de nombreux développements. Le lecteur intéressé trouvera dans (Morel *et al.*, 2005) un bon état de l'art sur le sujet.

6. Bibliographie

- Berkelman P., Boidard E., Cinquin P., Troccaz J., "LER, the light endoscope robot", *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'03*, Las Vegas, USA, October 27-31, 2003, p. 2835-2840.
- Cortés R., Zarrad W., Poignet P., Company O., Dombre E., "Haptic control design for robotic-assisted minimally invasive surgery", *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'06*, Beijing, China, October 9-15, 2006, p. 454-459.
- D'Aulignac D., Laugier C., Cavusoglu M.C., "Towards a realistic echographic simulator with force feedback", *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Robots and Systems, IROS'99*, Kyongju, Korea, October 1999, p. 727-732.
- Delgorgue C., Courrèges F., Al Bassit L., Novales C., Rosenberger C., Smith-Guerin N., Brù C., Gilabert R., Vannoni M., Poisson G., Vieyres G., "A tele-operated mobile ultrasound scanner using a light weight robot", *IEEE Trans. on Innovation Technology in Biomedicine*, ISSN 1089-7771, vol. 9, n° 1, March 2005, p. 50-58.
- De Schutter J., Van Brussel H., "Compliant robot motion - II - a control approach based on external control loop", *The Int. J. of Robotics Research*, vol. 7, n° 4, 1988, p. 18-33.
- Dombre E., Michelin M., Pierrot F., Poignet P., Bidaud P., Morel G., Ortaïer T., Sallé D., Zémiti N., Gravez P., Karouia M., Bonnet N., "MARGE project: design, modelling and control of assistive devices for minimally invasive surgery", *Proc. 7th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI 2004*, Saint-Malo, September 26-30, 2004, (part II), p. 1-8.
- Dombre E., Duchemin G., Poignet P., Pierrot F., "DERMAROB: a safe robot for reconstructive surgery", *IEEE Trans. on Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, vol. 19, n° 5, October 2003, p. 876-884.

- Duchemin G., Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de tissus mous, Thèse de doctorat, Université Montpellier II, décembre 2002.
- Duchemin G., Maillet P., Poignet P., Dombre E., Pierrot F., "A hybrid position/force control approach for identification of deformation models of skin and underlying tissues", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 52, n° 2, 2005, p. 160-170.
- Hogan N., "Impedance control: an approach to manipulation", *Trans. of ASME, J. of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, 1985, p. 1-24.
- Khalil W., Dombre E., *Modeling, identification and control of robots*, London, Hermes Penton, 2002.
- Mason M. T., "Compliant motion", in *Robot motion: planning and control*, M. Brady et al. Eds., MIT Press, Cambridge, USA, 1982.
- Morel G., Gangloff J., « Commande référencée capteurs en robotique médicale et chirurgicale », *Actes 5^e Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'05*, Guidel, 5-7 octobre 2005, p. 131-142.
- Raibert M. H., Craig J. J., "Hybrid position/force control of manipulators", *Trans. of the ASME, J. of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 103, 1981, p. 126-133.
- Riener R., Lünenburger L., Jezernik S., Anderschitz M., Colombo G., Dietz V., "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results", *IEEE Trans. on Neural Syst. and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, n° 3, 2005, p. 380-394.
- Salisbury K., « Active stiffness control of a manipulator in Cartesian coordinates », *Proc. of the 19th IEEE Conf. on Decision and Control*, Albuquerque, New Mexico, 1980, p. 95-100.
- Siciliano B., Villani L., *Robot force control*, Kluwer Academic Publ., Boston, USA, 2000.
- Whitney D. E., "Historical perspective and state of the art in robot force control", *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, St Louis, USA, March 1985, p. 262-268.
- Van Meer F., Conception et réalisation d'une instrumentation terminale intégrée en chirurgie mini-invasive intégrée, Thèse de doctorat, INSA, Toulouse, janvier 2005.
- Zemiti N., Commande en effort des systèmes robotiques pour la chirurgie mini-invasive, Thèse de Doctorat, Université Paris VI, décembre 2005.

Reçu le : 4 septembre 2006

Accepté après révisions le : 15 mai 2007