

Conception d'un robot médical téléopéré à retour d'efforts

Olivier Piccin

LICIA(EA3434), INSA-Strasbourg
24, Bd de la Victoire, 67084 Strasbourg, FRANCE
Email : Olivier.Piccin@insa-strasbourg.fr

Benjamin Maurin, Bernard Bayle

Michel de Mathelin
LSIIT (UMR CNRS-ULP 7005)
Bd. S. Brant, 67412 Illkirch, FRANCE

Résumé :

Les interventions médicales minimalement invasives sous scanner à rayons X connaissent un développement important. Pratiquées manuellement par un radiologue, ces procédures sont d'une précision limitée et exposent le médecin à des rayonnements nocifs. La résolution de ces contraintes nécessite le développement de nouveaux dispositifs d'assistance à ces gestes médico-chirurgicaux. Après avoir exposé les contraintes issues du contexte médical, nous présentons un système d'insertion d'aiguille robotisé pour la destruction de tumeurs. Un mécanisme parallèle original à cinq ddl est proposé pour le positionnement et l'orientation d'une aiguille. Ce robot a donné lieu à la réalisation d'un prototype en vue de sa validation par des essais cliniques sur l'animal.

Abstract :

Minimally invasive medical techniques under visual guidance is a growing field. When performed manually by a radiologist, these procedures lack accuracy and the practitioner is exposed to harmful X-rays. To solve these limitations the development of new assisting devices is required. After a description of the medical requirements, we present a robotized needle insertion device intended to perform percutaneous procedures. A novel parallel five dof mechanism is presented for the positioning and orientation of the needle. A prototype of this robot has been issued in order to perform clinical experiments on animals.

Mots-clefs :

Robotique médicale, Robot parallèle, Insertion d'aiguille, Conception mécanique

1 Introduction

Le champ d'application des procédures minimalement invasives va du diagnostic au traitement de tumeurs localisées dans des organes internes. Ces modalités thérapeutiques présentent notamment l'intérêt d'être moins douloureuses pour le patient que la chirurgie classique et permettent ainsi un rétablissement plus rapide. Les scanners à rayons X récents rendent possible la détection de tumeurs de taille inférieure au centimètre. En raison de leur précision limitée, les interventions manuelles ne sont aujourd'hui pratiquées que sur des tumeurs dont la taille varie entre 3 et 6 cm . D'autre part, la répétition d'actes d'insertion d'aiguille sous imagerie scanner expose le praticien à des doses de rayons X potentiellement dangereuses pour sa santé. Les besoins en précision et protection aux rayons X sont principalement à l'origine du développement de nouveaux dispositifs d'assistance à ces gestes médico-chirurgicaux.

Après avoir exposé les contraintes issues du contexte médical, nous présentons un système d'insertion d'aiguille robotisé pour la destruction de tumeurs. Un mécanisme parallèle original à cinq ddl est proposé pour le positionnement et l'orientation de l'aiguille. Ce robot a donné lieu à la réalisation d'un prototype en vue de sa validation par des essais cliniques sur l'animal.

2 Procédures percutanées dans l'abdomen

Une procédure manuelle d'insertion d'aiguille peut être décomposée comme suit :

1. Localisation de la cible grâce aux appareils d'imagerie ;
2. Planification de la trajectoire de l'aiguille dans les images ;

3. Sélection d'un point d'entrée sur l'abdomen du patient et de l'angle d'incidence de l'aiguille ;
4. Réalisation d'une incision au point d'entrée et début de la procédure d'insertion ;
5. Tant que la cible n'est pas atteinte :
 - (a) Insertion de quelques centimètres guidée par le retour tactile et en synchronisme avec les mouvements respiratoires ;
 - (b) Lâché de l'aiguille qui est alors libre de pivoter autour du point d'entrée ;
 - (c) Acquisition d'une nouvelle image pour contrôle.
6. Cible atteinte.

Actuellement, la réalisation de toutes ces étapes dure environ une demi-heure et une précision de 10 mm, au bout d'une aiguille insérée de 150 mm, est jugée satisfaisante. Les première et seconde étapes sont souvent accomplies avec des images pré-opératoires du patient. La troisième étape est ensuite réalisée par le médecin qui tient l'aiguille dans le scanner. Le point d'entrée obtenu est alors validé après acquisition d'images (figure 1).

Au cours de la phase (5a), le radiologue exploite le retour tactile pour ressentir les transitions entre les différents organes. Cette information d'effort lui est très utile pour guider l'aiguille au travers des structures anatomiques traversées tandis que le retour visuel permet de contrôler la direction d'incidence et d'atteindre précisément la zone cible.

L'utilisation de robots pour réaliser des interventions sous imagerie scanner n'est pas une pratique nouvelle [1]. Toutefois, bien que des essais cliniques aient été réalisés dans certains cas, les systèmes actuels sont mal adaptés aux interventions sur l'abdomen où les mouvements et la respiration du patient sont des sources importantes de perturbation.



FIG. 1 – Vérification de la position de l'aiguille pendant une biopsie sous imageur.

3 Les contraintes du contexte médical

Les procédures percutanées typiques que sont les biopsies ou les destructions de tumeurs par radiofréquence sont à l'origine de différentes contraintes précisées ci-dessous.

3.1 Sureté du patient et stérilisation du matériel

La sureté de fonctionnement et l'asepsie du matériel sont des points critiques du cahier des charges. Pour réaliser des opérations sur l'abdomen, les mouvements du patient et ceux induits par sa respiration doivent être pris en compte. De plus, le robot doit rester immobile par rapport au patient en cas de défaillance afin d'éviter tout mouvement indésirable ou torsion de l'aiguille. Enfin, la plupart du matériel utilisé par le radiologue doit pouvoir être stérilisé à l'autoclave ou bien enveloppé dans un emballage stérile. Ces contraintes sont analogues à celles rencontrées avec les porte-endoscopes développés pour la chirurgie de la cavité abdominale [2, 3].

3.2 Dimension et mobilité du mécanisme

Pour l'intervention, le patient est placé sur une table mobile en translation à travers l'anneau du scanner qui mesure environ 700 mm de diamètre. L'espace disponible correspond à une demi-sphère de 200 mm de rayon centrée sur le point d'entrée de l'aiguille.

Le robot devra permettre au radiologue l'exécution des déplacements suivants : tout d'abord le positionnement et l'orientation de l'aiguille, ensuite l'insertion et la rotation de l'aiguille autour de son axe.

La position et l'orientation de l'aiguille est assurée par le système robotique de positionnement décrit dans cet article. L'ensemble de ces mouvements confère au robot cinq degrés de liberté. La descente et la rotation de l'aiguille autour de son axe est réalisée par un dispositif spécialement conçu qui n'est pas détaillé dans ce document.

3.3 Compatibilité avec le scanner

Afin d'éviter une pollution des images scanners, les matériaux métalliques doivent être évités dans le plan de coupe de l'imageur.

3.4 Forces à exercer et précision

Pour évaluer de manière réaliste les efforts mis en jeu lors d'une insertion d'aiguille, nous avons réalisé une expérimentation sur animal vivant. Dans cette expérience, une aiguille équipée d'un capteur d'effort a été insérée manuellement par un chirurgien expérimenté puis avec l'aide d'un robot [4]. Ces insertions ont été réalisées avec une aiguille 18G sur un porc anesthésié dont la respiration a été arrêtée artificiellement pendant les phases d'insertion. Pour l'insertion manuelle, le chirurgien insère l'aiguille instrumentée dans l'organe cible à vitesse et profondeur constantes avec le moins de tremblement possible. L'insertion robotisée se décompose en un déplacement à une vitesse de 15 mm/s sur une profondeur de 20 mm, une pause de 8 s puis une extraction commandée à 15 mm/s.

La figure 2 présente les mesures de l'effort le long de l'axe de l'aiguille pendant une insertion cutanée dans un foie de porc. Les résultats de mesure obtenus ont été corrélés avec une erreur moyenne inférieure à 0.1 N aux modèles proposés par Simone et Okamura [5] et Maurel [6]. L'effort maximum auquel sera soumis le robot a été évalué à 20 N.

Pour que la solution robotisée constitue une amélioration décisive sur une procédure d'insertion manuelle, une précision de 5 mm ou moins doit être atteinte en bout d'aiguille.

3.5 Téléopération et retour d'effort

Actuellement, le médecin perçoit durant l'insertion d'aiguille les passages au travers des tissus anatomiques. Cette capacité doit être conférée au système robotique.

4 Description du système robotique

Le radiologue doit rester l'acteur principal de l'intervention. L'assistant robotique correspond à un système téléopéré maître-esclave. Dans ce paragraphe, le terme robot fait référence au système robotique esclave qui exécute les tâches d'insertion d'aiguille.

Notre robot est conçu pour être placé sur l'abdomen du patient de sorte que ses mouvements ainsi que ceux induits par la respiration soient compensés naturellement. Des sangles assurent la fixation de la base du robot sur le corps du patient. Le robot lui-même est lié à la pièce de base par un encastrement non permanent. Cette disposition permet de choisir la meilleure configuration initiale en fonction des objectifs de l'intervention.

L'encombrement du robot a été limité pour rester compatible avec l'espace disponible tandis que sa masse n'excède pas 3 kg afin de le positionner sans problème sur l'abdomen. La stérilisation des capteurs

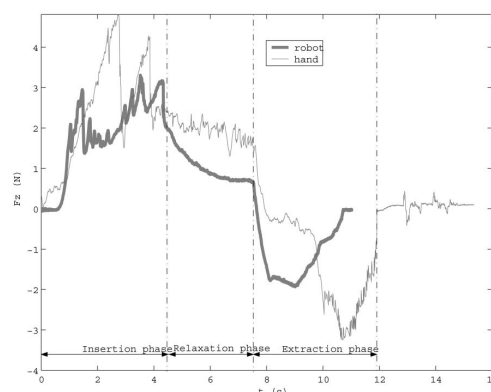


FIG. 2 – Mesure d'effort d'insertion dans un foie de porc (insertion manuelle et avec un robot).

et actionneurs étant très difficile par les techniques usuelles, un sachet plastique sera utilisé pour protéger les équipements susceptibles d'être en contact direct avec le patient ou le praticien.

4.1 Présentation de la structure

Pour favoriser la précision de positionnement et la rigidité, un mécanisme à structure parallèle a été proposé. Dans la phase (5a), le mécanisme de positionnement et d'orientation de l'aiguille doit pouvoir reprendre, sans se déformer, un effort d'insertion maximum de l'ordre de 20 N. Cette rigidité doit aussi favoriser l'acquisition de l'effort d'insertion, mesuré entre le positionneur et le système porte-aiguille.

La structure parallèle proposée comporte trois jambes reliant la base du robot à une plate-forme commune qui correspond à l'organe terminal du positionneur auquel est attaché le porte-aiguille. Deux jambes opposées connectées par la plate-forme constituent un premier mécanisme plan à six barres. Dans ce plan sont pilotés trois degrés de liberté. Les deux degrés de liberté restants sont, tout d'abord, une rotation du système 6-barres autour de l'axe Δ_1 et une rotation de la plate-forme autour de l'axe Δ_2 (figure 3). La troisième jambe relié à plate-forme permet, grâce à deux actionneurs, d'imposer les angles de rotation autour de Δ_1 et Δ_2 .

La structure proposée permet de positionner dans l'espace un point O_f de l'aiguille dont l'axe est porté par le vecteur \mathbf{z}_f et d'orienter l'aiguille suivant deux angles α_1 et α_2 définis de la manière suivante : $\alpha_1 = \widehat{(\mathbf{z}_0, \mathbf{z}_f)}$ mesuré suivant \mathbf{x}_0 et $\alpha_2 = \widehat{(\mathbf{z}_0, \mathbf{z}_f)}$ mesuré suivant \mathbf{y}_0 . Les mouvements angulaires possibles suivant α_1 (resp. α_2) sont dans l'intervalle $[-25^\circ; 25^\circ]$ (resp. $[0^\circ; 60^\circ]$).

4.2 Modélisation

Nous avons modélisé la géométrie du mécanisme en employant le formalisme de produit local d'exponentielles de matrices [7, 8]. Ce formalisme se prête aussi bien à l'analyse des mécanismes à structure série que parallèle. Les détails de cette modélisation sont présentés dans [9]. Un simulateur en C++ a été construit pour vérifier l'espace de travail et effectuer des tests de collision. Une représentation volumique de l'espace atteignable par le point O_f du repère \mathcal{F}_f attaché à la plate-forme du robot sans orientation imposée au repère \mathcal{F}_f , est donnée figure 4.

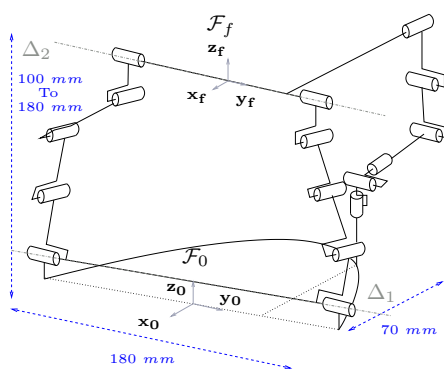


FIG. 3 – Schéma cinématique du robot.

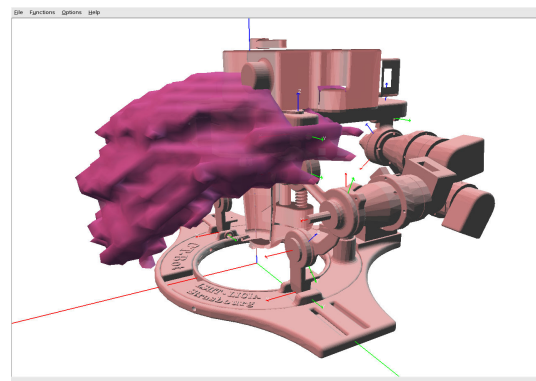


FIG. 4 – Représentation de l'espace de travail.

4.3 Conception du robot d'insertion d'aiguille

La conception a été réalisée avec un système CAO conformément à la description structurale du robot (topologie du mécanisme, nombre de solides, types de liaisons). La structure du robot a été construite tout d'abord sous forme de pièces squelettes formées d'entités de référence de type points, axes, lignes

et courbes.

Chaque composant a ensuite été conçu à partir des pièces du squelette afin d'établir les relations avec les entités de référence. Cette approche de conception descendante permet notamment d'obtenir un modèle CAO paramétrique qui facilite les évolutions des dimensions caractéristiques du mécanisme.

5 Prototype

CT-Bot est le nom donné au prototype construit. La plupart des pièces composant le robot ont été obtenues en prototypage rapide à l'aide de machines de frittage laser de poudres. Les matériaux employés sont des poudres d'inox pour les segments des jambes du robot situés en dehors du plan de coupe et des résines polyamides pour les autres pièces.

Les figures 5 et 6 présentent le modèle CAO du CT-Bot et son prototype. Pour éviter l'incidence du plan de coupe représenté par une boîte ombrée sur la figure 5, la jambe 3 a été décalée du plan médian (O_0, x_0, z_0) suivant y_0 .

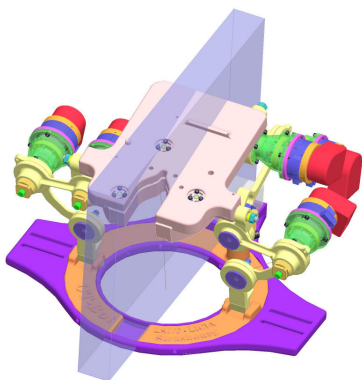


FIG. 5 – Modèle CAO du CT-Bot.

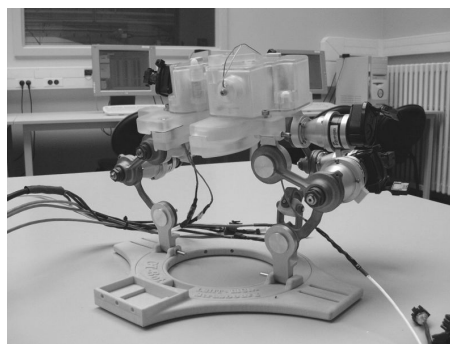


FIG. 6 – Prototype du CT-Bot.

Le mécanisme est composé de 16 liaisons pivots dont cinq sont motorisées. Un soin particulier a été porté pour la réalisation de ces liaisons afin d'éviter les jeux. Nous pouvons mentionner notamment l'utilisation d'éléments roulants (butées à aiguilles et roulements à billes) et de moyeux expansibles pour les liaisons motorisées (figures 7 et 8).

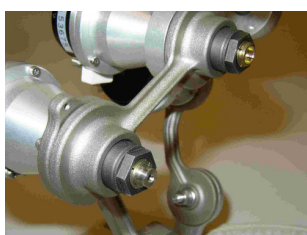


FIG. 7 – Vue du segment 2 de la jambe 1.



FIG. 8 – Vue d'un moto-réducteur.

Chaque actionneur est constitué d'un réducteur Harmonic Drive, d'un moteur piézo-électrique et d'un codeur incrémental. Comparés à d'autres technologies, les moteurs piézo-électriques présentent les avantages suivants : faible rapport poids-puissance, vitesse de rotation peu élevée, couple de maintien en l'absence d'alimentation.

Ces caractéristiques sont importantes pour notre application des points de vue de la sécurité intrinsèque du robot (en cas de défaut sur la commande) et de la capacité à reprendre les efforts engendrés par l'insertion d'aiguille.

La mesure des efforts d'insertion d'aiguille est faite au moyen de trois capteurs unidirectionnels localisés sur un cercle centré autour de l'aiguille. L'effort suivant l'axe de l'aiguille est obtenu à partir des mesures des trois capteurs qui sont d'une part liés rigidement à la plate-forme du CT-Bot et d'autre part au système de descente d'aiguille.

6 Conclusion

Un robot médical d'insertion d'aiguille à cinq degrés de liberté a été présenté. Ce dispositif représente le robot esclave d'un système téléopéré à retour d'effort en développement pour la réalisation de procédures percutanées.

Les prochaines étapes de ces travaux sont la mise au point du dispositif de descente d'aiguille et de l'interface haptique dédiée. L'interface à retour d'effort utilisée actuellement est un bras PHANTOM 1.5 de la société Sensable. Pour l'application d'insertion d'aiguille, le seul retour d'effort souhaité est suivant l'axe de l'aiguille. L'absence de produits commerciaux répondant à ce besoin nous a conduit à la conception d'une interface haptique dédiée. Son modèle CAO est achevé et un prototype en cours de réalisation.

Les essais cliniques sur animal vivant permettront ensuite la validation du système robotique d'insertion d'aiguille.

Remerciements

Ces travaux sont en partie financés par la Région-Alsace et le projet ROB EA du CNRS.

Références

- [1] R. H. Taylor. Medical robotics and computer aided surgery, September 2002. Web PDF Hands-out of presentation at MICCAI'02.
- [2] P. Berkelman, E. Boidard, P. Cinquin, and J. Troccaz. LER : the light endoscope robot. In *Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2835–2840, Las Vegas, USA, October 2003.
- [3] N. Zemiti, T. Ortmaier, and G. Morel. A new robot for force control in minimally invasive surgery. In *Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3643–3648, Sendai, Japan, September 2004.
- [4] B. Maurin, L. Barbe, B. Bayle, P. Zanne, J. Gangloff, M. de Mathelin, A. Gangi, and A. Forgionne. In vivo study of forces during needle insertions. In *Proceedings of the 2004 Medical Robotics, Navigation and Visualisation Scientific Workshop*, Remagen, Germany, March 2004. MRNV'04.
- [5] C. Simone and A. M. Okamura. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy. In *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2085–2091, Washington, DC, USA, May 2002. ICRA'02.
- [6] W. Maurel. *3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues*. PhD thesis, Laboratoire d'Infographie - Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 1999.
- [7] R. M. Murray, Z. Li, and S. S. Sastry. *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*. CRC Press, 1994.
- [8] G. Yang, I. M. Chen, W. K. Lim, and S. H. Yeo. Design and kinematic analysis of modular reconfigurable parallel robots. In *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2501–2506, May 1999.
- [9] B. Maurin, O. Piccin, B. Bayle, J. Gangloff, and M. de Mathelin. A parallel 5 dof positioner for semi-spherical workspaces. In *Proceedings of the 2004 ASME Design Engineering Technical Conferences (in press)*, Salt Lake City, USA, October 2004. DETC'04.