HAL
open science

Assistance à la manipulation de sonde échographique

Marie-Aude Vitrani

To cite this version:

Marie-Aude Vitrani. Assistance à la manipulation de sonde échographique. Sciences de l'ingénieur [physics]. UPMC - Paris 6 Sorbonne Universités, 2016. tel-01398086

HAL Id: tel-01398086

https://hal.science/tel-01398086v1

Submitted on 16 Nov 2016

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.

HABILITATION À DIRIGER LES RECHERCHES DE l'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

Spécialité

Robotique

École doctorale Sciences Mécaniques, Acoustique, Électronique et Robotique de Paris

Présentée par

Marie-Aude VITRANI

Titre du document :

Assistance à la manipulation de sonde échographique

soutenue le 07 juin 2016

devant le jury composé de :

Mme. Jocelyne Troccaz	Présidente
M. Etienne Dombre	Rapporteur
M. Bernard Bayle	Rapporteur
M. Gérard Poisson	Rapporteur
Mme. Véronique Perdereau	Examinatrice

Table des matières

1 Introduction **1**
1.1 Contexte général . . . 1
1.2 Trois applications cliniques privilégiées . . . 2
1.2.1 Assistance au dépistage du cancer du sein . . . 2
1.2.2 Assistance à la biopsie de prostate . . . 4
1.2.3 Suivi du travail et de l'accouchement . . . 7
1.3 Organisation du manuscrit . . . 9

2 Étalonnage et Recalage **11**
2.1 Introduction . . . 11
2.2 Etalonnage entre robot et sonde échographique . . . 12
2.2.1 Algorithme de minimisation de Gauss-Newton . . . 12
2.2.2 Transformation robot-plan échographique . . . 14
2.3 Recalage d'une sonde robotisée avec une image 3D du patient . . . 16
2.3.1 Algorithme des points les plus proches (ICP) . . . 16
2.3.2 Transformation robot - volume mammographique . . . 17
2.3.3 Détection de la tête fœtale . . . 18
2.4 Conclusion . . . 20

3 Fonctions d'assistance par comanipulation **21**
3.1 Introduction . . . 21
3.2 Mode bloqué-débloqué . . . 23
3.2.1 Mode libre : un dispositif transparent . . . 23
3.2.2 Mode bloqué . . . 25
3.3 Guides . . . 28
3.4 Augmentation de la raideur apparente . . . 30
3.5 Conclusion . . . 32

4 Résultats cliniques **35**
4.1 Introduction . . . 35
4.2 Analyse du geste . . . 36
4.2.1 Analyse du geste de biopsie de la prostate . . . 36
4.2.2 Suivi de la tête foetale lors de l'accouchement . . . 39
4.3 Validation clinique d'Apollo . . . 39
4.3.1 Validation sur sujets anatomiques . . . 40
4.3.2 Validation sur patients . . . 40
4.4 Conclusion . . . 43

5 Comanipulation : une interaction entre boucles sensorimotrices 45
5.1 Introduction 45
5.2 Guides sous-actionnés 46
5.3 Guides équivalents 49
5.4 Guides synergiques 53
5.5 Conclusion 57

6 Conclusion 59
6.1 Bilan 59
6.2 Perspectives 60
6.2.1 Guidage robotique et échographie 60
6.2.2 Comanipulation par couplage des impédances 61

A Article TMECH 2015 65

B Article IJCARS 2015 77

C Article IJCARS 2016 89

D Article TRO 2016 103

Bibliographie 115

Chapitre 1

Introduction

Sommaire

1.1 Contexte général **1**
1.2 Trois applications cliniques privilégiées **2**
1.2.1 Assistance au dépistage du cancer du sein 2
1.2.2 Assistance à la biopsie de prostate 4
1.2.3 Suivi du travail et de l'accouchement 7
1.3 Organisation du manuscrit **9**

1.1 Contexte général

Les systèmes d'imagerie ultrasonore ont été introduits en médecine dans les années 1950. Les ondes ultrasonores ne se propageant pas dans l'air les premiers examens échographiques se déroulent dans des baignoires. Ce n'est qu'en 1963, qu'est inventée la première sonde échographique permettant d'imager avec un simple gel de couplage. Il faudra encore attendre 1980 pour pouvoir visualiser les images en temps réel.

L'innocuité des ondes ultrasonores sur l'organisme et l'absence de contres indications en font un examen particulièrement privilégié en première intention. Cependant les gestes échoguidés sont compliqués à réaliser et se limitent principalement à des gestes d'insertion d'aiguilles (biopsies, ponctions...). En effet, l'image est une représentation en niveau de gris d'une coupe 2D des organes (en fait, des interfaces entre les milieux acoustiques). Le praticien doit donc reconstruire mentalement le volume 3D qu'il est en train d'observer. Par ailleurs, garantir la visibilité de l'instrument et des repères anatomiques est en soi un geste dextre qui requiert en général l'utilisation d'un guide-aiguille fixé sur la sonde limitant les mouvements de l'aiguille à ceux contenus dans le plan échographique. Les chirurgies échoguidées sont donc des interventions qui nécessitent une très bonne coordination main-oeil. Il est à noter que l'apparition plus récente de l'échographie 3D n'a pas encore impacté de façon significative la pratique clinique de l'intervention échoguidée. Sont en cause des raisons liées aux coûts, à la basse fréquence des acquisitions ($<$ 0,5Hz) et aux difficultés de visualisation sur un écran 2D.

L'objet principal des recherches présentées dans ce document est le développement de dispositifs d'assistance aux gestes échoguidés, combinant des moyens d'imagerie et des moyens robotiques. Je conduis ces recherches au sein de l'équipe

AGATHE (Assistance aux Gestes et Applications THErapeutiques) de l'ISIR (Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique).

Après avoir travaillé sur un dispositif automatique pendant ma thèse (asservissement visuel pour le positionnement d'un instrument de chirurgie intra-cardiaque), je m'intéresse à la mise en œuvre de dispositifs collaboratifs (assistance aux gestes échoguidés). Les problèmes que j'étudie relèvent de la mise en œuvre de dispositifs d'assistance (conception, instrumentation, modélisation et commande) et de la validation expérimentale in vitro et in vivo dans le cadre d'applications cliniques.

Le contexte général de mes travaux est celui de tout chercheur français de ce début de XXIème siècle : il est conditionné par l'obtention de co-financement de projets par des agences de financement ou des partenaires industriels. Ces projets organisent les recherches autour de problèmes médicaux, en vue de leur transfert vers des applications en milieu clinique. Les travaux présentés dans ce manuscrit concernent principalement trois applications médicales : le dépistage du cancer du sein, la biopsie de la prostate et le suivi du fœtus lors de l'accouchement. Afin de permettre une meilleure compréhension des contributions dans les chapitres suivants, ces applications sont décrites ci-après.

1.2 Trois applications cliniques privilégiées

1.2.1 Assistance au dépistage du cancer du sein

1.2.1.1 Contexte humain et collaboratif

L'assistance au dépistage du cancer du sein a été le cadre applicatif de la thèse d'Anja Marx (2010-13). J'ai encadré cette thèse à titre principal (50%), avec le co-encadrement de Guillaume Morel (Directeur de thèse, 20%) et de Serge Muller (30%), directeur de recherche appliquée en imagerie du sein chez GE Healthcare, qui a financé ce travail dans le cadre d'un contrat ANRT CIFRE. Benoit Herman, chercheur au CEREM et coordinateur du Louvain Bionics, a également contribué aux premiers travaux sur ce sujet lors de son séjour post-doctoral dans l'équipe en 2010-11.

1.2.1.2 Le dépistage du cancer du sein

Le cancer du sein est la première cause de mortalité par cancer chez la femme [American Cancer Society Inc 2011]. Cependant, ce cancer peut être guéri dans 9 cas sur 10 s'il est dépisté de façon précoce. C'est pourquoi il existe un plan national de dépistage organisé du cancer du sein. La mammographie (image radiographique du sein) est l'examen de référence du dépistage du cancer du sein. Celle-ci permet de déterminer si des zones suspectes sont présentes dans le sein mais ne permet pas de poser le diagnostic.

L'examen mammographique consiste à comprimer le sein entre un détecteur de rayons X et une pelote de compression, puis à l'exposer à une faible dose de

rayons X. La compression permet l'étalement des tissus mammaires ce qui facilite la visualisation des structures du sein via une augmentation du contraste au niveau de l'image obtenue et permet de réduire la dose de rayons X délivrée.

La mammographie conventionnelle en 2D produit une image unique et aplatie des seins. De ce fait les tissus se chevauchent ce qui peut conduire à une mauvaise interprétation des images. La tomosynthese mammaire (mammographie 3D) permet de limiter les superpositions du tissu en prenant des images à partir d'angles multiples. Les images peuvent alors être combinées pour créer une "image 3D" du sein.

FIGURE 1.1 – Mammographie

L'échographie du sein est un examen complémentaire de la mammographie. Cet examen est préconisé lorsque des zones suspectes ont été observées pendant l'examen mammographique. Il s'agit alors d'imager la zone suspecte grâce à une sonde échographique 2D qui représente une coupe du sein. Cet examen complémentaire permet de confirmer ou d'écarter la suspicion de cancer du sein.

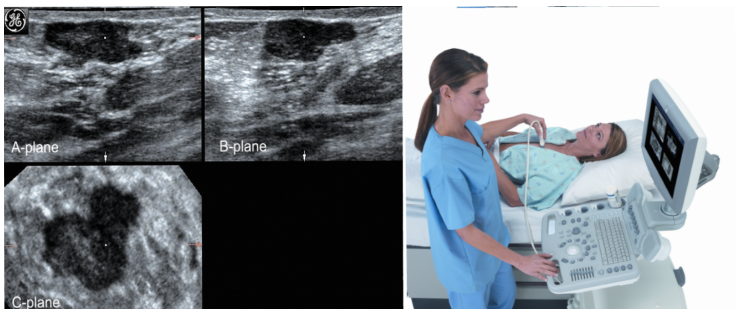


FIGURE 1.2 – Echographie de dépistage

La principale difficulté est liée au changement de morphologie du sein entre les deux examens. En effet, lors de la mammographie, la patiente est debout (la plupart du temps) et son sein est compressé tandis que lors de l'échographie, la patiente est allongée sur le dos et son sein est libre. Le praticien doit donc "déformer" le modèle 3D du sein obtenu par mammographie pour estimer la position de la lésion dans le

sein non compressé et l'observer par échographie. Par ailleurs les deux images ne sont pas sensibles aux mêmes tissus (c'est d'ailleurs l'intérêt de ce double examen) et le praticien ne peut donc pas simplement se référer à d'autres amers visuels pour se repérer dans le volume du sein. Le résultat est que 10% des lésions observées par échographie ne sont pas celles désignées dans la mammographie [Conway 1991], du fait des erreurs commises par le praticien dans ce recalage sur un organe déformable.

1.2.1.3 Un robot d'assistance à l'examen combiné

Dans le cadre de la thèse d'Anja Marx, nous nous sommes intéressés à la mise en oeuvre d'un porte-sonde échographique comanipulé pour aider le praticien à retrouver la lésion indiquée dans la mammographie. Dans le système proposé, les deux examens s'enchaînent directement, la patiente restant dans la position de l'examen mammographique. Pour l'examen échographique, le praticien est guidé vers la cible grâce à un robot qui comanipule la sonde avec lui, Fig.1.3.

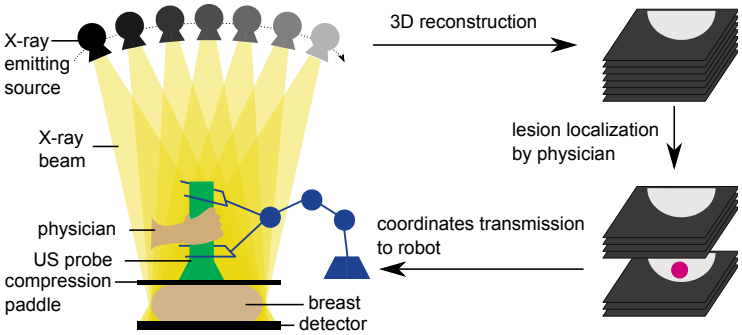


FIGURE 1.3 – Principe de guidage par comanipulation mis en oeuvre dans le cadre du dépistage du cancer du sein

Outre la mise en oeuvre d'un dispositif expérimental (Fig.1.4), les principales contributions d'Anja Marx portent sur la caractérisation globale du système proposé (ce qui implique un étalonnage et un recalage), la mise en oeuvre de guides ainsi que des protocoles d'évaluation de l'assistance fournie par ces guides et l'estimation de l'impact d'un éventuel sous-actionnement du robot sur l'aide apportée au praticien.

1.2.2 Assistance à la biopsie de prostate

1.2.2.1 Contexte humain et collaboratif

L'activité autour de l'assistance au geste de la biopsie de la prostate a démarré en 2008 lors de l'arrivée dans l'équipe de Pierre Mozer (aujourd'hui PUPH urologue

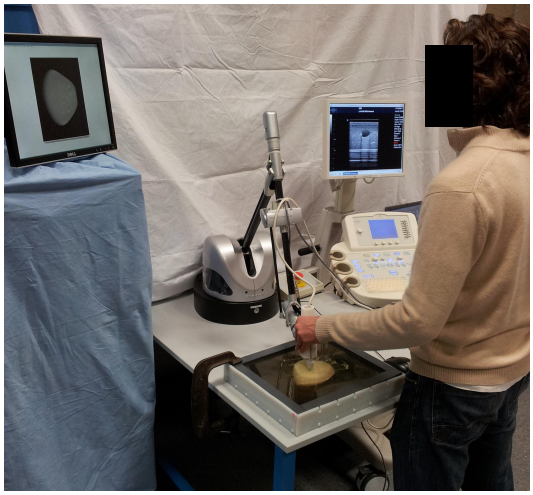


FIGURE 1.4 – Dispositif expérimental mis en œuvre dans le cadre du dépistage du cancer du sein

à l'hôpital de l'APHP Pitié-Salpêtrière). Notre collaboration a commencé par l'encadrement d'un projet de 4 étudiants de M1 à Polytech Paris UPMC dont l'objectif était de modifier l'effecteur d'un robot Virtuose 3D de la société Haption [Haption] pour le transformer en porte-sonde échographique (2008-09). Nous avons ensuite encadré ensemble le stage de fin d'étude (printemps-été 2010) de Cécile Poquet, qui a continué ces travaux en thèse entre 2010 et 2014, sous mon encadrement principal (60%), Guillaume Morel étant Directeur de thèse (30%) et Pierre Mozer, co-encadrant (10%). En parallèle, j'ai co-encadré avec Pierre Mozer le stage de Master 2 de Grégoire Coffin (Chef de Clinique assistant, printemps-été 2011).

Pour financer cette recherche, nous avons obtenu deux financements de projets collaboratifs dont je suis la coordinatrice scientifique pour l'UPMC. Le projet ANR TECSAN'11 PROSBOT nous a permis de travailler sur ce sujet en collaboration avec le laboratoire TIMC-UJF (Grenoble), le CIC-IT du CHU de Grenoble (Grenoble), la société KOELIS (Grenoble, porteur du projet). La collaboration se poursuit grâce au projet FUI'17 MIRAS qui rassemble les mêmes partenaires ainsi que l'hôpital Cochin de l'APHP et la société Endocontrol.

1.2.2.2 Le cancer de la prostate

Le cancer de la prostate est le cancer masculin le plus fréquent avec 60.000 nouveaux cas chaque année en France, et 9.000 décès [Institut National du Cancer 2011]. Cependant, les taux de survie sont très importants 91% à 15 ans. Son diagnostic est établi à partir de l'étude de tissus prélevés dans la prostate lors d'une séance de biopsies [American Cancer Society Inc 2015].

La séance de biopsies consiste à réaliser des prélèvements dans la prostate, sous contrôle visuel échographique. Pendant la séance, le patient est généralement

couché sur le flanc gauche (décubitus latéral gauche). Le chirurgien utilise une sonde échographique endorectale sur laquelle est fixé un guide aiguille. Dans un premier temps, le chirurgien anesthésie localement la paroi rectale. Ensuite, les biopsies peuvent être pratiquées. Pour chaque biopsie, le praticien positionne la sonde, puis insère l'aiguille à biopsie dans le guide-aiguille et réalise la ponction, Fig.1.5.

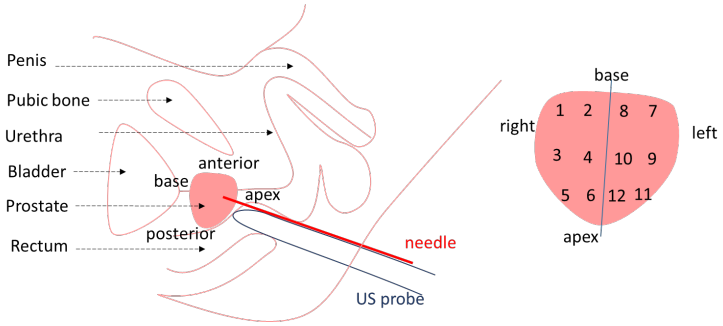


FIGURE 1.5 – Biopsies de la prostate et schéma en sextant

Les zones cancéreuses ne sont pas visibles à l'échographie. Il faut donc faire des prélèvements répartis au mieux dans la prostate pour estimer la présence et éventuellement la dimension de zones cancéreuses. En général les praticiens pratiquent 12 prélèvements répartis selon un schéma en sextant, Fig.1.5-droite. Les praticiens ajoutent parfois des prélèvements ciblés, si une ou plusieurs zones suspectes ont été observées lors d'une IRM préalable.

Les principales limites de cet examen sont liées à la difficulté à réaliser les biopsies aux endroits voulus. D'une part, la prostate est un organe mou et mobile qui peut se déplacer de plusieurs centimètres sous l'effet combiné de la respiration, du remplissage de la vessie, des mouvements de la sonde échographie et de l'insertion de l'aiguille, [Marchal 2006]. D'autre part, le rectum exerce des efforts sur la sonde qui masquent l'effort de contact avec la prostate. L'urologue a donc des difficultés à estimer l'effort appliqué par la sonde sur la prostate et utilise pour cela l'image. Enfin, l'image échographique ne permet pas facilement de discriminer la partie de la prostate observée. Le praticien doit donc déplacer la sonde en évitant de déplacer la prostate mais en maintenant un contact suffisant pour avoir une bonne qualité d'image. Il doit aussi se rappeler les déplacements effectués depuis le début de la séance pour reconstruire une carte mentale 3D des ponctions. Enfin, pendant qu'il insère l'aiguille à biopsie avec une main, il doit maintenir la sonde échographique immobile avec l'autre main, parfois dans des positions peu ergonomiques.

1.2.2.3 Apollo : un robot d'assistance à la biopsie

Dans le cadre de sa thèse, Cécile Poquet a conçu et mis en oeuvre un dispositif porte-sonde, appelé Apollo, qui permet d'assister un chirurgien lors des séances de biopsies. Dans ce système, la sonde échographique est manipulée à la fois par le robot

et par le praticien. Ce robot est installé directement sur le lit, derrière les jambes du patient de façon à ne pas modifier l'installation standard en routine clinique, Fig.1.6.

FIGURE 1.6 – Dispositif d'assistance à la biopsie de prostate

Les principales contributions scientifiques portent sur l'analyse de la transparence du robot (capacité du robot à ne pas perturber le geste du chirurgien lors d'une manipulation libre), la mise en œuvre d'un mode de blocage en position qui soit à la fois précis et souple, et les preuves de concept pour des modes avancés (augmentation de la raideur apparente de l'organe, ajustement automatique de position en lien avec un dispositif d'imagerie et de recalage 3D). Après que le dispositif a été validé in vitro et in cadavero, il a été robustifié et qualifié pour la réalisation d'une étude clinique pilote comparative, qui s'est déroulée entre mars et octobre 2015. Vingt patients ont été inclus (10 avec robots, 10 sans robots).

1.2.3 Suivi du travail et de l'accouchement

1.2.3.1 Contexte humain et collaboratif

La recherche autour du suivi de la tête fœtale au cours du travail et de l'accouchement a été menée par Jacky Nizard au cours de sa thèse, que j'ai encadrée à titre principal (Direction : Guillaume Morel). Jacky Nizard est arrivé dans l'équipe en 2009. Il était alors PH gynécologue au Centre Hospitalier Intercommunal de Poissy. Il est à présent PUPH à l'APHP Pitié Salpêtrière et membre de l'ISIR.

Pendant sa thèse, Jacky a encadré le projet de M1 de 4 étudiants de Polytech Paris UPMC. Ce projet avait pour objectif de reproduire avec un robot des trajectoires classiques de descente de la tête fœtale dans le bassin maternel. Nous avons aussi co-encadré le stage de M2 d'Anja Marx qui portait sur la détection automatique de la tête fœtale dans des images échographiques.

1.2.3.2 Progression de la tête fœtale

Le suivi de la progression de la tête fœtale s'effectue aujourd'hui par un examen clinique : palpation abdominale et toucher vaginal. L'évaluation de cette progression est cruciale dans le suivi du travail et de l'accouchement (simple surveillance, choix des instruments d'extraction, césarienne, etc.).

La palpation abdominale permet de connaitre la position du fœtus et sa hauteur dans le bassin maternel. Le toucher vaginal permet de déterminer la dilatation cervicale, qui va aller d'un col fermé à un col à dilatation complète (environ 10 cm), la hauteur de la présentation dans le bassin maternel, et la position (rotation et flexion) de la tête si le fœtus est en présentation céphalique.

Depuis quelques années, plusieurs équipes ont travaillé sur la fiabilité de l'examen du col par le toucher vaginal. Les équipes décrivent une concordance sur fantômes anatomiques entre différents examinateurs, ou chez le même examinateur, à peine supérieure à 50% des cas [Dupuis 2005, of Obstetricians and Gynecologists. 1996]. Lorsque l'on compare plusieurs examinateurs chez une femme en travail, les résultats sont similaires. L'évaluation de la position et de la progression du fœtus souffre d'une grande variabilité inter- et intra-opérateur.

De ce fait, de nombreux travaux visent à quantifier objectivement cette progression. C'est dans cet objectif que la société TrigMedical a développé le dispositif Labor Pro [TrigMeddical].

1.2.3.3 Labor Pro : un système pour quantifier la progression fœtale

Le système Labor Pro est un système de localisation couplant capteurs magnétiques et échographie. Des capteurs sont placés à la fois sur le bassin maternel et sur la sonde échographique qui permet de visualiser le fœtus, Fig.1.7. Lorsque l'opérateur positionne la sonde de façon à observer une coupe anatomique particulière de la tête fœtale, le Labor Pro permet, grâce à des algorithmes de recalage, de positionner

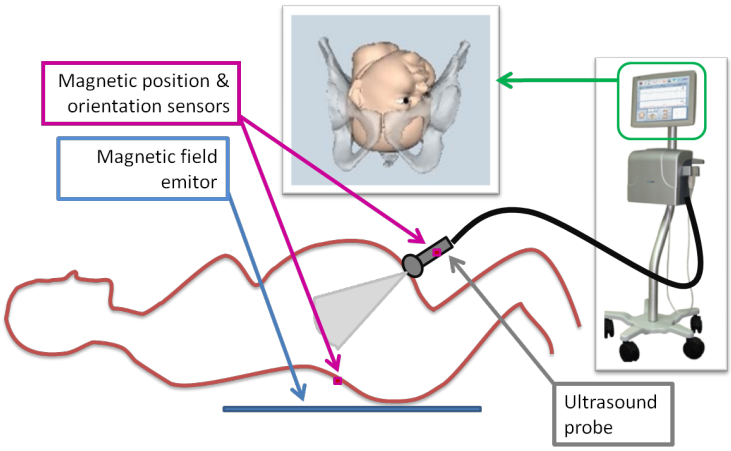


FIGURE 1.7 – Labor Pro : dispositif de suivi de la tête fœtale

la tête dans le bassin maternel en déterminant la variété de la position (rotation de la tête autour de l'axe du cou), la flexion de la tête, ainsi que la hauteur de la tête dans le bassin.

Dans le cadre de la thèse de Jacky NIZARD, nous avons évalué la reproductibilité du système LaborPro à la fois sur un modèle et dans des situations réelles.

Ses principales contributions scientifiques portent sur la mise en oeuvre de bancs de mesure en laboratoire et sur la définition de protocoles de mesures in vitro, Fig.1.8. La plus grande partie du travail de Jacky NIZARD a porté sur l'évaluation clinique de ce système. Il a pour cela piloté une étude clinique impliquant 188 femmes dans trois hopitaux (APHP Poissy, Maimonides Hospital, Brooklyn New York USA et Bnai Zion medical center, Haifa Israël).

FIGURE 1.8 – Banc expérimental in vitro d'évaluation du Labor Pro

1.3 Organisation du manuscrit

Ce manuscrit en plus de l'introduction et de la conclusion comporte 4 chapitres qui traitent des différents aspects des recherches conduites autour des trois applications décrites Sec.1.2.

Tout d'abord, la mise en oeuvre des dispositifs échoguidés ne peut se faire sans étalonnage ni recalage entre robot, sonde échographique, patients... C'est l'objet du chapitre 2.

Dans le chapitre 3 sont résumées les principales contributions portant sur l'assistance robotique à la manipulation d'une sonde échographique. Plusieurs fonctions d'assistance sont présentées ainsi que les méthodes qu'il a fallu développer pour évaluer leur efficacité. Il s'agit tout d'abord des fonctions élémentaires qui permettent de manipuler librement la sonde ou de la maintenir dans une position désirée, avec

précision, mais une raideur limitée. La synthèse et l'évaluation de fonctions de guidage d'un plan échographique vers des cibles anatomiques sont ensuite décrites. Enfin, une méthode d'augmentation de la perception des contacts avec les organes exploitant les images échographiques est proposée.

Le chapitre 4 est consacré aux résultats cliniques. Dans une première partie sont présentés des résultats sur l'analyse de gestes, pour l'application de la biopsie de prostate et celle du suivi de la tête fœtale lors de l'accouchement. Une seconde partie permet de décrire le protocole et les résultats de la validation clinique du robot Apollo.

Le chapitre 5 rassemble enfin des résultats particuliers de mes travaux qui fondent mon projet de recherche pour les années futures. Il s'agit de l'étude de fonctions d'assistance partielle. L'idée est d'exploiter les capacités de l'opérateur à intégrer une aide partielle, en ce sens qu'elle n'est pas entièrement actionnée, pour limiter la complexité du dispositif robotique. Ainsi, le robot n'applique plus un guide strict et complet, mais des indications qui peuvent être utiles au sujet manipulant pour mieux contrôler son geste, ou percevoir des guides virtuels. Une première expérience, avec une approche naïve consistant à désactiver certains degrés de liberté, fait apparaître l'intérêt de cette approche, tout en soulignant qu'il est important de prendre en compte la façon dont l'utilisateur gère les contacts entre l'instrument comanipulé et le patient. Deux autres exemples sont alors proposés avec des robots à trois degrés de liberté actifs guidant des gestes au contact : le guidage partiel vers une cible anatomique recalée pour l'examen échographique du sein, et l'émulation proximale de forces distales lorsque l'instrument passe par un orifice (le contrôle des forces sur l'orifice étant ici assuré par l'utilisateur).

Chapitre 2

Étalonnage et Recalage

Sommaire

2.1 Introduction **11**
2.2 Etalonnage entre robot et sonde échographique **12**
2.2.1 Algorithme de minimisation de Gauss-Newton 12
2.2.2 Transformation robot-plan échographique 14
2.3 Recalage d'une sonde robotisée avec une image 3D du patient **16**
2.3.1 Algorithme des points les plus proches (ICP) 16
2.3.2 Transformation robot - volume mammographique 17
2.3.3 Détection de la tête fœtale 18
2.4 Conclusion **20**

2.1 Introduction

Qu'il s'agisse de guider une sonde échographique vers un objectif anatomique à l'aide d'un dispositif robotique, ou de localiser dans l'espace un élément anatomique en exploitant une image échographique, il est important de mettre en correspondance les informations exprimées dans l'espace de l'image avec d'autres qui sont issues de capteurs spatiaux 3D et/ou d'images et modèles 3D. Il s'agit là de problèmes classiques de recalage et d'étalonnage, dont on peut trouver une excellente revue dans le chapitre 3 de [Troccaz 2012].

La littérature traitant de questions de recalage et d'étalonnage couplant des images échographiques avec des modèles ou capteurs 3D est abondante. Parmi ces travaux, on peut citer ceux de [Barratt 2006] sur la calibration via un localisateur externe, [Zagrodsky 2005, Nanayakkara 2008] qui exploitent des modèles déformables, [Krucker 2002] qui s'appuie sur des techniques de recalage élastique, ou [Karimaghaloo 2008, Baumann 2012] qui exploitent l'image pour assister la navigation d'aiguilles.

Dans les diverses applications sur lesquelles j'ai travaillé, les problèmes de recalage et d'étalonnage étaient relativement conventionnels et n'ont pas nécessités de développer des approches particulièrement originales en ce qui concerne l'optimisation. D'abord, dans tous les cas, il s'agissait de systèmes rigides, n'impliquant pas la modélisation de déformations. Ensuite, le modèle géométrique utilisé pour la sonde échographique était lui même simple : négligeant le fait que le faisceau d'ultrasons

possède une épaisseur non nulle, nous avons toujours supposé que l'image échographique est celle d'un plan de coupe infiniment mince, sans distorsion. Avec cette hypothèse, les informations en pixels dans l'image sont converties en informations spatiales métriques par un simple gain à étalonner. Enfin, s'agissant des traitements d'image eux-mêmes, destinés à réduire les effets du bruit et à extraire des informations pixelliques, nous avons toujours choisi d'appliquer les approches les plus simples, qui sont souvent les plus robustes.

Les contributions de ces divers travaux résident donc plus dans :

- la conception des systèmes de recalage et d'étalonnage et la définition des protocoles d'identification associés ;
- l'exploitation de dispositifs robotiques pour produire des déplacements ;
- le fait qu'est évaluée in fine la précision globale au regard de la tâche à réaliser en intégrant toutes les sources d'erreurs combinées.

En particulier, il n'existe pas beaucoup d'éléments dans la littérature permettant d'identifier simultanément des paramètres intrinsèques (gains mètre/pixel) et extrinséques (transformation fixe entre le repère image et un repère de la sonde servant à la localiser par ailleurs) en exploitant des moyens robotiques pour produire des déplacements connus, ce qui est présenté au paragraphe 2.2. De même, l'évaluation expérimentale de la précision de recalage entre un dispostitif robotisé portant une sonde échographique et le patient dont on dispose d'une image 3D, présentée au paragraphe 2.3, nous a permis de valider que toutes les hypothèses consenties pour simplifier les algorithmes et les modèles n'aboutissent pas à des erreurs si grandes qu'elles empêcheraient l'utilisation clinique.

2.2 Etalonnage entre robot et sonde échographique

Cette partie montre comment des algorithmes classiques qui sont utilisés en identification paramétrique pour la géométrie des robots s'appliquent à un problème de positionnement robotisé de sonde échographique.

2.2.1 Algorithme de minimisation de Gauss-Newton

L'algorithme de minimisation de Gauss Newton est un algorithme récursif qui permet de résoudre au sens des moindres carrés le problème non linéaire suivant :

$$\begin{cases} \text{trouver } p_{\text{optimal}} \text{ tel que} \\ ||F\left(p_{optimal}\right)||^2 = min_p||F(p)||^2 \end{cases} \tag{2.1}$$

où p est le vecteur de paramètres que l'on cherche à identifier et $F(p)$ le modèle paramétrique.

La solution à ce problème est calculée de la façon suivante :

$$\begin{cases} p_0 \\ p_{n+1} = p_n - J^+_{F(p)}F(p) \end{cases} \tag{2.2}$$

où $J^{+}_{F(p)}$ est la matrice pseudo-inverse de la matrice jacobienne de $F(p)$. Dans cet algorithme, la convergence vers la solution optimale n'est pas garantie car il peut exister des minima locaux.

Toutefois, cette méthode est couramment utilisée pour identifier les paramètres d'un modèle qui permettent de s'approcher au mieux de mesures expérimentales. On définit en général :

$$F(p) = s_{mesures} - s_{reconstruites}(p) \tag{2.3}$$

où s est le vecteur qui regroupe des mesures et $s_{reconstruites}(p)$ les valeurs reconstruites à partir du modèle et des paramètres p. L'algorithme, s'il converge vers la solution optimale, permet alors de trouver l'ensemble des paramètres p qui minimise, au sens des moindres carrés, l'erreur entre les valeurs mesurées et les valeurs modélisées.

La mise en œuvre de cet algorithme pour l'identification expérimentale nécessite de prendre deux précautions majeures lors de la campagne de mesures :

- Il faut initialiser au mieux la valeur des paramètres à identifier. Ainsi, on augmente la probabilité d'une bonne convergence en limitant le risque de trouver un minimum local.
- Il est indispensable d'avoir un ensemble de mesures réparties de façon à ce que l'influence de chaque paramètre soit bien prise en compte dans l'optimisation.

Enfin, pour valider le processus d'optimisation, il faut tester le modèle sur un ensemble de mesures qui n'a pas servi à l'optimisation des paramètres.

Cette méthode est couramment employée pour l'identification de la géométrie des robots. Les paramètres à identifier sont les constantes géométriques (paramètres de Dennavit et Hartenberg) et les offsets des capteurs. La matrice jacobienne se calcule explicitement par une analyse cinématique [Dombre 2007] et un capteur externe est utilisé pour mesurer la position et l'orientation de l'effecteur ($s_{mesures}$) à comparer avec les sorties ($s_{reconstruites}$) du modèle géométrique du robot calculées à partir de ses mesures articulaires, cf. Fig.2.1.

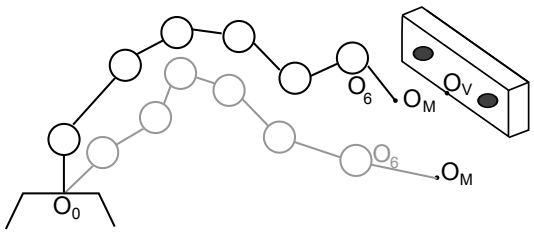


FIGURE 2.1 – Identification du modèle géométrique du Virtuose 6D via l'algorithme de Gauss-Newton. Un capteur externe de position est utilisé (système Nothern Digital Inc. Polaris).

Nous avons par exemple eu recours à cette méthode pour identifier le modèle géométrique d'un Virtuose 6D de la société Haption, qu'Anja Marx utilisait dans sa

thèse. En effet, ces dispositifs sont prévus pour des applications haptiques, qui ne demandent pas un positionnement absolu précis. De ce fait, leurs paramètres sont identifiés approximativement. De plus, les transmissions à câbles induisent des jeux et des déformations qui affectent la précision de la mesure de position et d'orientation de l'effecteur à partir des codeurs articulaires. Il était important d'en évaluer l'amplitude.

Un ensemble de mesures ayant été utilisé pour l'optimisation des paramètres, un autre ensemble de mesure sert à valider l'optimisation. Cette procédure conduit à une erreur de position moyenne de 1,5 mm (maximum 2,6 mm ; écart-type 0,8 mm). Une analyse plus fine a permis de montrer que l'origine de ces erreurs provenait principalement d'un comportement hystérétique de la transmission. La précision est bien en deçà de ce qu'on peut obtenir avec un robot industriel avec des transmissions rigides et sans jeu, mais elle est suffisante pour l'application, le robot ayant été par ailleurs choisi pour sa grande réversibilité permettant la mise en œuvre de modes de guidage par comanipulation.

2.2.2 Transformation robot-plan échographique

Bien que mes travaux de thèse aient porté sur une méthode d'asservissement visuel robuste ne demandant pas de recalage entre la sonde échographique et le robot, j'ai présenté a posteriori, dans l'article [Vitrani 2008] un protocole expérimental et sa modélisation permettant d'identifier la transformation géometrique entre le repère de cette sonde et la base du robot. Dans cet article, la sonde est fixe et le robot manipule un instrument. On identifie, en utilisant la géométrie de l'objet manipulé (une tige), la transformation entre le plan échographique et la base du robot.

La méthode proposée permet d'exploiter directement le fait que le robot et la sonde échographique sont des outils de mesure sans avoir besoin d'un appareil de mesure supplémentaire. D'un point de vue expérimental, il s'agit de prendre plusieurs images échographiques d'une tige échogène plongée dans un bac d'eau. On obtient alors une image globalement noire avec un blob blanc représentant l'instrument. Il est donc facile de mesurer dans l'image les coordonnées du point M de l'intersection entre le plan échographique et la tige, Fig.2.2. On cherche ensuite à minimiser l'erreur entre cette mesure et la position du point M reconstruite à partir d'un modèle géométrique du système. Avec le dispositif expérimental proposé qui exploite un robot industriel précis, les erreurs finales, dans l'image échographique, sont de l'ordre de un pixel (soit dans ce cas 0,5 mm). Ce résultat a permis de valider que le modèle d'un plan mince et le traitement d'image simpliste mis en œuvre n'interdisent pas d'exploiter l'image échographique comme une mesure de position assez précise pour de nombreuses applications interventionnelles.

Dans le cadre des thèses de Jacky Nizard (suivi fœtal) et d'Anja Marx (dépistage du cancer du sein), les robots ne manipulent pas un instrument mais directement la sonde échographique, Fig.2.3. Il a alors fallu déterminer la transformation entre la sonde et l'effecteur du robot (paramètres dits extrinsèques). Pour cela les modèles et le protocole ont été adaptés.

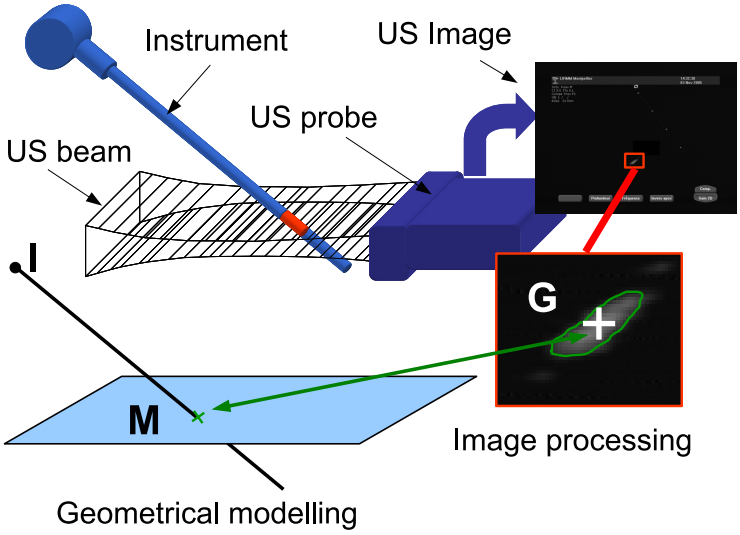


FIGURE 2.2 – Principe de l'étalonnage entre un robot et une sonde échographique avec l'algorithme de Gauss-Newton

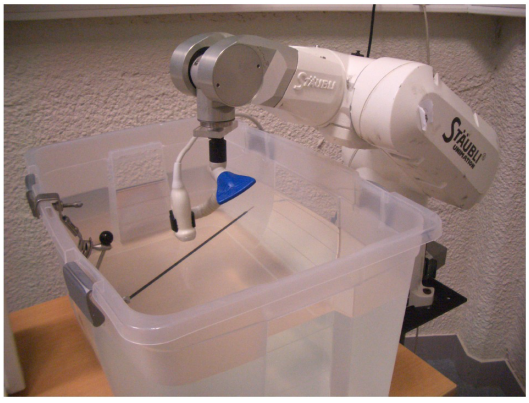


FIGURE 2.3 – Set-up expérimental pour l'étalonnage entre un robot et une sonde échographique avec l'algorithme de Gauss-Newton

La qualité de l'identification dépend de la précision des mesures dans l'image d'une part et de celle du robot d'autre part. Il faut donc faire attention à choisir un matériau pour la tige qui assure une bonne image échographique (typiquement une tige métallique recouverte de plastique). Avec un robot industriel Stäubli TX40 (précis), on obtient une erreur moyenne d'environ 0.6 mm dans chaque direction (soit 1,1 pixels dans ce cas). Par contre avec un robot Haption Virtuose 6D on trouve une erreur moyenne de 1,7 mm (3,1 pixels) et de 4,2 mm (7,7 pixels) respectivement dans les directions perpendiculaire et parallèle à la ligne d'émission du faisceau échographique. Cette erreur est une conséquence directe de la mauvaise précision du robot Haption Virtuose 6D dont nous avons parlé précédemment.

2.3 Recalage d'une sonde robotisée avec une image 3D du patient

Le problème étudié ici est de recaler un robot portant une sonde avec une image 3D du patient. Contrairement au cas précédent, on ne dispose pas nécessairement de points appariés, mais de deux nuages de points 3D mesurés à partir de deux capteurs. La méthode la plus communément utilisée pour le recalage dans de telles conditions est l'ICP (iterative closest point).

2.3.1 Algorithme des points les plus proches (ICP)

L'algorithme ICP est utilisé pour recaler deux nuages de points. Cet algorithme permet de trouver la transformation relative (translation et rotation) qui minimise au sens des moindres carrés la distance entre les points.

Deux aspects sont particulièrement intéressant : non seulement les deux nuages de points n'ont pas besoin d'être appariés mais le recouvrement entre les deux nuages peut n'être que partiel.

L'un des nuages de points est considéré comme la référence sur laquelle il faut recaler le deuxième nuage de points. On note $\mathcal{F}_0$ un repère lié au nuage de référence $\mathcal{N}_0$ et $\mathcal{F}_r$ un repère lié au nuage à recaler $\mathcal{N}_r$. Le principe de l'algorithme est le suivant :

1. Initialiser la transformation relative entre les nuages de points, notée (R_{0r}, t_{0r}) où R_{0r} est la matrice de rotation et t_{0r} le vecteur de translation du repère $\mathcal{F}_0$ vers le repère $\mathcal{F}_r$.
2. Appliquer la transformation au nuage $\mathcal{N}_r$ de points à recaler :

$$ {}^0P_r = R_{0r}\ {}^rP_r + {}^0t_{0r}\ ; \tag{2.4} $$

3. Apparier les points : trouver pour chaque point ${}^0P_r \in \mathcal{N}_r$ du nuage à recaler le point ${}^0P_0 \in \mathcal{N}_0$ le plus proche dans le nuage de points de référence. On a alors deux nuages de points appariés : le nuage de points à recaler $\mathcal{N}_r$ et un sous-ensemble du nuage de points de référence $\mathcal{N}_{0a}$. Les deux nuages ont donc le même nombre de points.
4. Calculer la transformation (R_{0r}, t_{0r}) qui minimise la distance entre les deux nuages de points appariés $\sum_i ||\,{}^0P_r - {}^0P_0||$. Il s'agit en fait de la transformation entre les repères principaux d'inertie des deux nuages de points appariés.
5. Si l'erreur entre les nuages de points appariés est trop grande, recommencer à partir de l'étape 2.

Comme l'algorithme de Gauss-Newton, cet algorithme peut converger vers des minima locaux, il faut donc que l'estimation initiale soit la meilleure possible. Par ailleurs, le résultat de la reconstruction va dépendre du bruit sur les mesures.

2.3.2 Transformation robot - volume mammographique [1]

Anja Marx dans sa thèse a implémenté cet algorithme pour recaler le sein et le robot. Il est nécessaire de connaitre la position de la cible définie dans l'image 3D mammographique dans le repère de base du robot. Pour cela une mire constituée de 15 billes de plomb insérées dans une plaque de nylon a été utilisée.

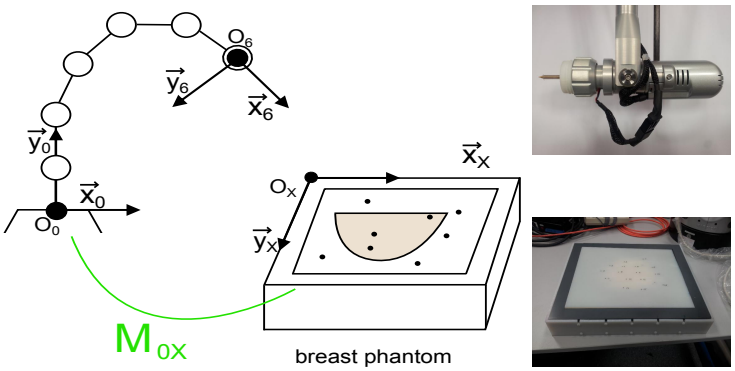


FIGURE 2.4 – Principe de la calibration entre un robot et un mammographe avec l'algorithme ICP

La mire est fixée sur la plaque de compression au dessus du fantôme du sein et une acquisition mammographique est réalisée, Fig.2.4. La position de chaque bille est mesurée dans le volume issu des rayons X. Par ailleurs, côté robot, la sonde échographique est remplacée par un outil calibré (par l'algorithme de Gauss-Newton) muni d'une pointe. Les billes sont pointées avec cet outil et les configurations du robot sont enregistrées. Les deux nuages de points sont donc d'une part les coordonnées des billes de plomb mesurées dans le volume rayons X qui sert de référence et les coordonnées des billes de plomb reconstruites à partir des mesures du robot et de son modèle géométrique.

Parmi les 15 billes, 9 sont utilisées pour l'optimisation tandis que les 6 autres servent à valider la procédure. L'erreur moyenne est de 0,7 mm (maximum : 1,6 mm ; écart-type : 0,5 mm), Fig.2.5. On peut noter que ces erreurs, qui incluent les erreurs liées à l'extraction des coordonnées dans le volume RX et les erreurs de modèle géométrique du robot Haption Virtuose 6D restent relativement petites, et notamment inférieures à celles que nous avons données pour le robot seul. Il faut bien noter que les erreurs de recalage sont évaluées dans le volume, assez réduit, du fantôme anatomique de sein, quand les erreurs de modèle du robot étaient données sur l'ensemble de son espace de travail, beaucoup plus grand.

Enfin, on peut noter que dans ce cas, les deux nuages de points possèdent le même nombre de points et qu'il aurait été possible de faire le pointage dans un ordre imposé pour avoir directement deux ensembles de données appariées. Cependant, ceci aurait rendu l'algorithme sensible à une erreur de manipulation humaine.

1. Ce travail correspond au chapitre 4 de la thèse d'Anja Marx et à la publication [Vitrani 2015a]

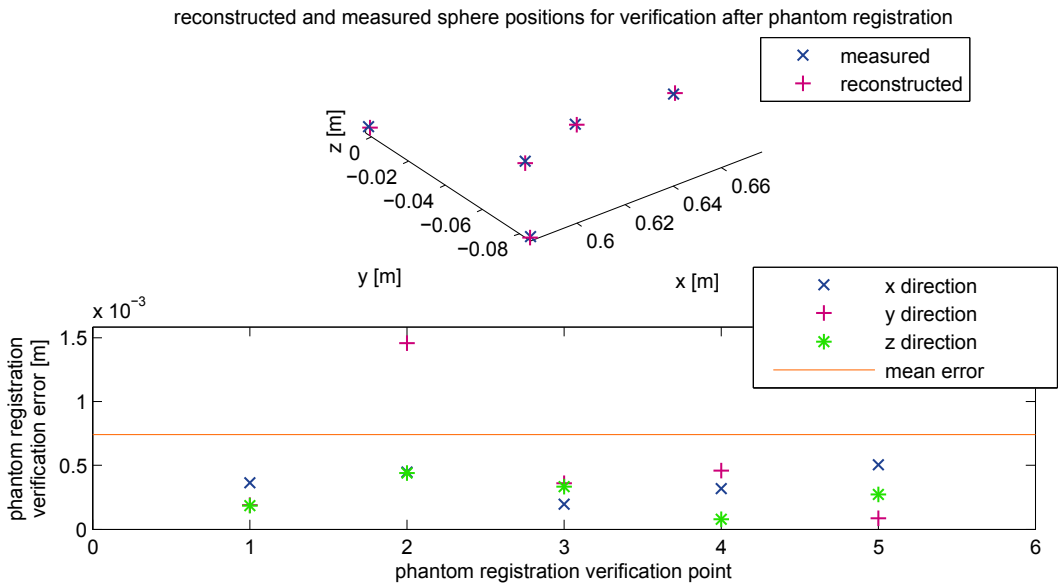


FIGURE 2.5 – Résultats du recalage entre un robot et un fantôme de sein imagé RX3D avec l'algorithme ICP

2.3.3 Détection de la tête fœtale [2]

La thèse de Jacky Nizard porte sur le suivi de la tête fœtale lors du travail et de l'accouchement. Une des pistes explorées consiste à évaluer si l'acquisition d'images échographiques quelconques du crâne fœtal associées à une étape de recalage sur un modèle de tête fœtale serait plus précis que l'acquisition d'images correspondant à des coupes anatomiques particulières. En effet, les coupes anatomiques en question ne sont pas toujours bien visibles et la variabilité inter- et intra-opérateur est très importante. Dans ce travail, il s'est agi d'une première étude de faisabilité, qui n'avait pas vocation à être réaliste vis-à-vis de l'application clinique.

Un protocole in vitro a été proposé : une tête en plastique a été passée dans un scanner de façon à obtenir un nuage de points faisant office de référence. La tête en plastique est alors fixée dans un bac d'eau et plusieurs images échographiques sont acquises. De façon à connaitre les transformations relatives entre les images échographiques, on utilise un robot Stäubli TX40 sur lequel est montée et calibrée la sonde échographique. En utilisant le modèle géométrique du robot, le volume scanné est reconstruit et les points appartenant au crâne sont détectés. Les deux nuages de points à recaler sont donc : le modèle complet du crâne obtenu par CT-scans et des mesures partielles du crâne obtenues par échographie.

Différents tests ont été conduits en modifiant le nombre d'images échographiques acquises ainsi que le plan de coupe (frontal ou transverse, le plan sagittal n'est en général pas accessible).

2. Ce travail correspond au chapitre 5 de la thèse de Jacky Nizard

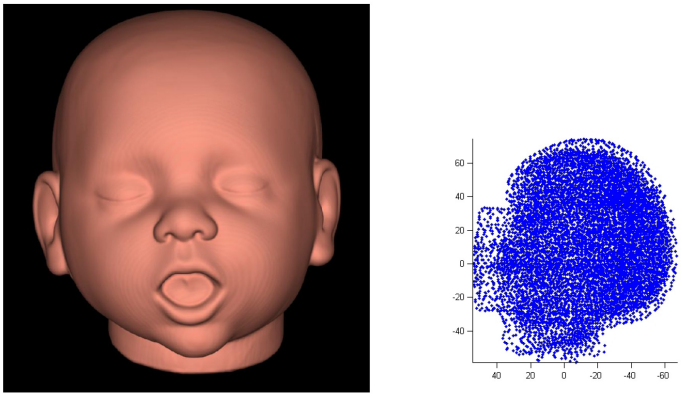


FIGURE 2.6 – Nuage de points obtenus par CT-Scan d'une tête fœtale en plastique

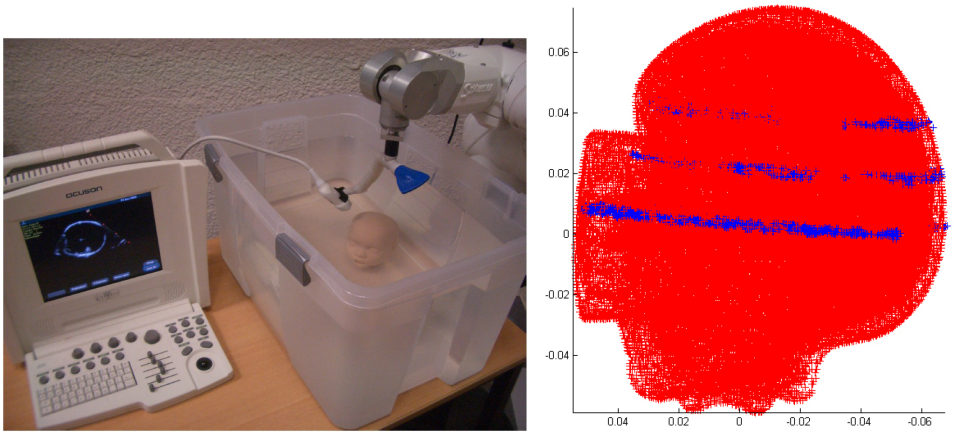


FIGURE 2.7 – A gauche : Banc expérimental pour l'acquisition des images échographiques de la tête fœtale en plastique ; à droite : Résultats du recalage entre le CT-Scan et 3 images échographiques de la tête fœtale en plastique par l'algorithme ICP

Malheureusement, la tête en plastique a une forme globalement sphérique et présente une symétrie vis-à-vis du plan sagittal. De ce fait, des images très similaires peuvent être obtenues dans des configurations très différentes (par exemple entre une image du front et une image de la mâchoire).

Bien qu'une attention particulière soit portée à l'estimation de la transformation initiale, l'algorithme converge souvent vers un minimum local et non vers la solution optimale. Plusieurs pistes pourraient être envisagées pour explorer les possibilités d'un recalage sans a priori sur l'image échographique acquise. On pourrait par exemple limiter le problème de symétrie en tenant compte de l'image du cerveau et non seulement du crâne. Il faudrait alors implémenter d'autres algorithmes de recalage mieux adaptés au problème [Baumann 2012].

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, des méthodes de calibrage ont été présentées pour les systèmes échoguidés. Il s'est principalement agi d'adapter des méthodes bien connues (Algorithme de Gauss-Newton, ICP) en exploitant l'image échographique directement. On peut noter que cela permet de s'affranchir d'identifier les transformations propres à la sonde (par exemple emplacement du transducteur, point d'attache/origine de l'image).

Mais le principal enseignement que nous avons tiré de ces diverses expériences concerne la précision de l'utilisation d'imageurs échographiques pour des applications de positionnement robotisé. Bien que les images soient bruitées, bien que des modèles très simples soient exploités, une précision de recalage de l'ordre du pixel a été systématiquement obtenue, ce qui correspond, selon les réglages, à une erreur de l'ordre de quelques dizièmes de millimètres. Cette précision est remarquable et nous conforte dans l'idée que l'image échographique peut être utilisée comme un capteur dans des applications de guidage robotisé.

Chapitre 3

Fonctions d'assistance par comanipulation

Sommaire

3.1 Introduction **21**
3.2 Mode bloqué-débloqué **23**
3.2.1 Mode libre : un dispositif transparent 23
3.2.2 Mode bloqué 25
3.3 Guides **28**
3.4 Augmentation de la raideur apparente **30**
3.5 Conclusion **32**

3.1 Introduction

Le concept de robot collaboratif, ou *cobot*, a été inventé dans les années 1990 par Ed Colgate [Colgate 1989, Kosuge 1993, Colgate 1996]. Il s'agit de dispositifs robotiques qui n'agissent pas seuls, mais qui sont co-actionnés par leurs moteurs et un utilisateur interagissant au niveau de l'effecteur. Le paradigme le plus répandu est celui du guidage par contraintes dynamiques (ou *virtual fixtures*) [Bowyer 2014, Abbott 2007]. Bien que la comanipulation ait des applications dans de nombreux domaines, et notamment celui de la production industrielle [Kosuge 1993, Lamy 2010], elle a été l'objet d'une attention toute particulière dans le domaine de la robotique médicale [Li 2007, Ren 2008, Sousa 2009, Melo 2012, Becker 2013], et ce dès les premiers travaux dans ce domaine (voir par exemple les travaux de R.H. Taylor en orthopédie [Taylor 1991], de B. Davies avec Acrobot [Davies 2006, Jakopec 2003], J. Troccaz avec PADyC [Troccaz 1993], ou encore E. Dombre avec les robots Hippocrate et Dermarob [Pierrot 1999, Dombre 2003]).

Les avantages que présente un système comanipulé pour l'assistance au geste médico-chirurgical sont en effet nombreux. Le praticien garde le contrôle des mouvements, le robot n'intervient que comme une aide supplémentaire. De ce fait, le protocole interventionnel (et notamment l'organisation de l'équipe) est peu modifié par la présence du robot, ce qui en facilite l'adoption. Aujourd'hui, plusieurs systèmes comanipulés sont disponibles dans diverses spécialités chirurgicales, au rang desquels le système ROSA de Medtech [Medtech], pour la chirurgie neurologique

et le système RIO de Mako Surgical [S.A.Banks 2009, Mako-Surgical], pour la chirurgie orthopédique (genou).

Les applications cliniques pour lesquelles ont d'abord été développés des systèmes de guidage par comanipulation sont celles qui demandent une précision importante : en chirurgie orthopédique, les guides permettent par exemple de réaliser une forme prédéfinie sur laquelle on souhaite fixer un implant ; en neurochirurgie, les guides permettent de placer de façon très précise des instruments dans le cerveau, après recalage, et sans visibilité. Ce sont précisément ces applications qui ont donné lieu au développement de travaux pionniers à Grenoble [Cinquin 1992] où deux systèmes sont présentés. Les systèmes sont dédiés à l'insertion d'instruments selon un axe de sorte que la seule contrainte réalisable est une droite. La limite principale de ces dispositifs vient du fait que la trajectoire (que la position à atteindre) ne peut évoluer au cours de l'intervention. C'est pour permettre la mise en oeuvre de contraintes dynamiques et non plus seulement de contraintes statiques, qu'un robot « Passive Arm with Dynamic Constraints (PADyC)» a été développé [Troccaz 1993, Schneider 2001].

Un des principaux avantages offerts par PADyC est la passivité mécanique du système dans les directions utilisées par le chirurgien pour réaliser son geste. C'est le point de vue de la sécurité qui a prévalu ici. Mais ce concept renferme des inconvénients. Le système est assez complexe. Par ailleurs, l'intensité de la résistance, c'est-à-dire la rigidité des contraintes, n'est pas réglable. D'autres comanipulateurs ont donc été proposés pour dépasser ces limites, au prix d'un renoncement au principe de passivité mécanique.

Du fait des difficultés de manipulation auxquelles sont confrontés les praticiens et que j'ai décrites au paragraphe 1.2, je me suis donc particulièrement intéressée à la comanipulation de sondes échographiques pour assister les gestes échoguidés. Une des différences importantes avec les applications en orthopédie ou en neurochirurgie réside dans la dynamique des mouvements de la sonde. La sonde peut être manipulée assez rapidement d'un endroit à un autre, des balayages au contact peuvent être effectués, etc. Une qualité essentielle - et souvent négligée - est donc la transparence du dispositif, c'est-à-dire est sa capacité à ne pas résister aux intentions de mouvement du chirurgien lorsque ceci n'est pas requis. Un robot sera plus transparent s'il a peu d'inertie embarquée et peu de frottement ce qui conduit à choisir des structures légères et des transmissions réversibles (à câbles par exemple). Mais lorsque l'on souhaite réaliser des guides, il peut être souhaitable de programmer des comportements impliquant des raideurs importantes, ce qui conduirait à utiliser des structures rigides donc relativement lourdes et des transmissions avec un grand rapport de réduction donc en général faiblement réversibles.

Entre le besoin de transparence et le besoin de raideur, il y a un clair antagonisme, qui se rapproche de celui qui contraint la conception des interfaces haptiques. C'est la raison pour laquelle les dispositifs que j'ai mis en oeuvre exploitent des technologies constituant des interfaces haptiques (principalement celles de la société Haption), auxquelles on ajoute des interfaces avec les instruments et des effecteurs adaptés. Ces robots très transparents sont pilotés en efforts : la variable de com-

mande est un couple articulaire τ que l'on calcule à partir d'un effort terminal à appliquer et du modèle statique du robot (modèle de transmission des efforts).

Deux principaux dispositifs sont exploités, cf. Fig.3.1. Le premier, baptisé Apollo, est basé sur une architecture de Virtuose Haption 3D. Il comprend un bras actionné à trois articulations rotoïdes et un poignet conçu pour installer une sonde échographique endorectale (application : biopsies de prostates). Le poignet possède trois articulations rotoïdes concourantes qui peuvent être libres en rotation ou bloquées par des freins. Le second est basé sur une architecture Virtuose 6D complètement actionné et a été utilisé pour plusieurs études de comanipulation présentées dans ce chapitre et le suivant.

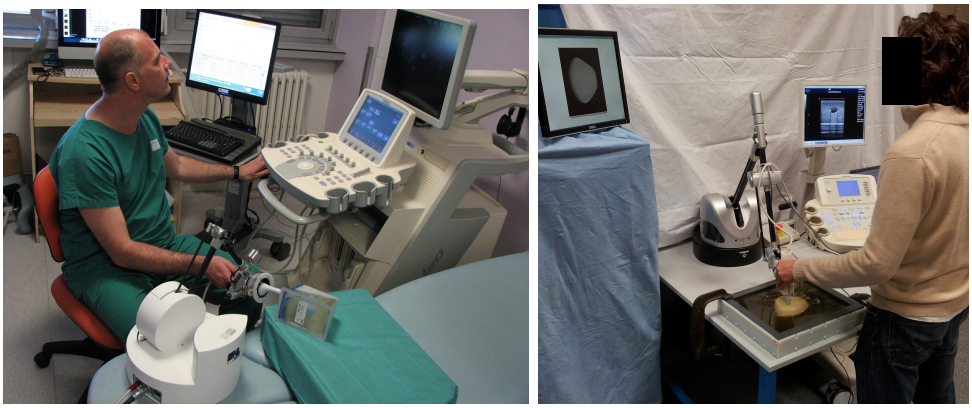


FIGURE 3.1 – Comanipulateurs transparents exploitant des technologies haptiques : à gauche, le robot Apollo, pour les biopsies de prostate et à droite, le robot Virtuose 6D utilisé, ici, pour le diagnostic du cancer du sein

Dans la suite de ce chapitre, les diverses commandes mises en œuvre sur ces dispositifs de comanipulation de sonde échographique sont présentées.

3.2 Mode bloqué-débloqué [1]

3.2.1 Mode libre : un dispositif transparent

Dans le mode libre, le robot ne doit pas opposer d'efforts résistants lorsque l'utilisateur veut déplacer l'outil. Lorsque le robot est commandé en couple, la commande la plus simple s'écrit :

$$\tau = 0 \ . \tag{3.1}$$

L'utilisateur ressent alors, en statique, le poids du robot (sauf si le robot est équilibré statiquement, ce qui est le cas des robots Haption et sera supposé dans ce qui suit) et celui de l'outil ainsi que les frottements secs, auxquels s'ajoutent, en dynamique, les efforts d'inertie du robot et de l'outil ainsi que les frottements dynamiques.

1. Ce travail correspond au chapitre 3 de la thèse de Cécile Poquet et aux publications [Poquet Torterotot 2013, Poquet Torterotot 2015]

Le couple produit par les actionneurs du robot peut également servir à compenser le poids de l'objet manipulé. Le calcul des efforts articulaires vient directement du modèle statique, qui s'écrit en général :

$$\tau = \mathbf{J}_T^T \mathbf{E}_T \tag{3.2}$$

où $\mathbf{E}_T$ regroupe les composantes dans le repère de base du moment au point T et des forces appliquées par le corps terminal du robot sur l'environnement ; τ est le vecteur des efforts articulaires ; $\mathbf{J}_T$ est la matrice jacobienne du robot exprimée au point T . Lorsque l'effort à appliquer sert à compenser le poids de l'outil, le vecteur des efforts de commande pour le mode libre s'écrit simplement :

$$\tau_{\text{libre}} = -\mathbf{J}_T^T \begin{bmatrix} m\mathbf{g} \\ m\mathbf{d}_{GT} \times \mathbf{g} \end{bmatrix} , \tag{3.3}$$

avec m la masse de l'outil ; G son centre de gravité ; $\mathbf{g}$ le vecteur de la gravité. Il existe aussi des méthodes de compensation des efforts de frottement ou des effets d'inertie, mais leur mise en œuvre demande l'utilisation de capteurs supplémentaires, comme des accéléromètres ou des capteurs de couples articulaires.

Une des questions principales qui se posent lorsque l'on met en place un mode libre n'est donc pas celle de la commande, qui est triviale, mais celle du niveau de transparence obtenu, qui dépend essentiellement des paramètres mécaniques du robot et de sa réversibilité. Malheureusement, il est très difficile d'établir a priori un niveau de performance requis (inertie maximale du robot, frottements dans les articulations) car ces effets interviennent comme des perturbations pour le système sensori-moteur de l'utilisateur, dont l'effet est impossible à anticiper. Il faut donc évaluer expérimentalement la transparence d'un dispositif pour savoir si elle est satisfaisante.

Une méthode que nous avons proposée, à la suite des travaux de thèse de N. Jarrassé [Jarrasse 2009], est de comparer des mouvements réalisés avec et sans le robot. Un dispositif transparent ne doit modifier ni la durée d'exécution du geste ni les trajectoires naturelles de l'opérateur (celles que l'instrument décrit lorsque le geste est réalisé sans robot). La longueur d'arc spectral de la trajectoire est un indicateur particulièrement adapté pour mesurer l'influence du robot sur le mouvement de l'opérateur [Balasubramanian 2012]. Il s'agit de calculer l'inverse de la longueur spectrale de la courbe

$$SAL = -\int_0^{\omega_c} \sqrt{\left(\frac{1}{\omega_c}\right)^2 + \left(\frac{dV(\omega)}{d\omega}\right)^2} \; d\omega \quad , \quad dV(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)} \tag{3.4}$$

avec $V(\omega)$ le spectre de Fourier de la vitesse du point considéré, $[0, \omega_c]$ la bande de fréquence occupée par le mouvement. Cet indicateur est une image de la régularité du mouvement : plus sa valeur est proche de zéro plus la trajectoire est lisse. La longueur d'arc spectral de la trajectoire est indépendante de l'amplitude et de la durée du mouvement.

Dans le cadre de la thèse de Cécile Poquet, nous avons évalué la transparence du robot Apollo avec compensation du poids de l'instrument [2] en faisant réaliser à des opérateurs une tâche de pointage à travers un orifice (tâche comparable à la réalisation d'une biopsie), Fig.3.2. Il s'agit de viser avec des pointeurs laser fixés sur la sonde échographique des cibles affichées sur un écran. Un système Polaris est utilisé pour faire les mesures de trajectoire de la sonde. Douze opérateurs ont été impliqués dans l'étude, les mouvements sont répétées 6 fois chacun avec un jeu de 6 cibles.

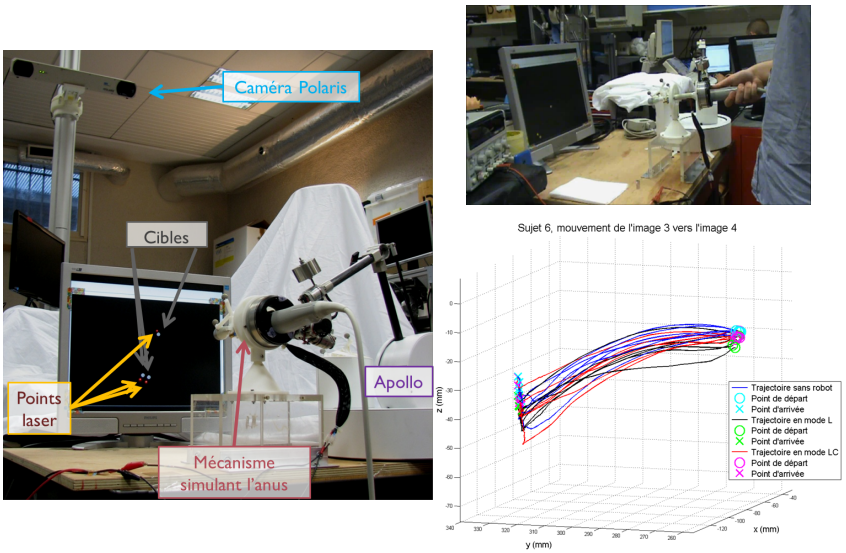


FIGURE 3.2 – Evaluation de la transparence d'Apollo ; à gauche : set-up, à droite : en haut set-up avec un sujet, en bas exemple de trajectoire

La Fig.3.2 en bas à droite illustre des trajectoires obtenues lors de cet exercice. Les résultats montrent que la durée de la tâche est augmentée de 7% en moyenne dans les expériences avec le robot. La variation de la longueur d'arc spectrale est quant à elle d'environ 4%, en faveur du geste robotisé. Dans cette étude, les différences observées ne sont pas statistiquement significatives. On ne peut cependant pas conclure que la présence du robot n'a pas d'influence. En effet, il est possible que, si on incluait plus de sujets, on trouverait une influence du robot significative. Cependant, les différences mesurées sont suffisamment faibles pour qu'on puisse considérer que la transparence obtenue est satisfaisante au regard de l'application.

3.2.2 Mode bloqué

L'intérêt principal du mode bloqué est de permettre au praticien de pouvoir lâcher la sonde pour effectuer d'autres gestes. La sonde doit alors rester dans la

2. A noter que, comme le robot Apollo possède 6 DDL dont trois ne sont pas actionnés dans le mode libre (freins du poignet desserrés), le moment doit être omis dans l'équation (3.3), que l'on exprime au centre P du poignet pour avoir les trois derniers couples nuls.

position et l'orientation dans laquelle le praticien l'a laissée. Lorsque le robot est commandé en impédance, une loi de commande réalisant cette fonction peut s'ecrire :

$$\tau = \mathbf{J}_T^{\mathrm{T}} \begin{bmatrix} k_\theta \theta \mathbf{u} \\ k_x \left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref},T} - \mathbf{x}_T\right) \end{bmatrix} - b\dot{\mathbf{q}} \quad . \tag{3.5}$$

Dans cette équation, k_θ est une raideur en torsion, $\theta\mathbf{u}$ la rotation finie entre l'orientation courante et l'orientation de référence, k_x une raideur linéaire, $\mathbf{x}_T$ la position du point T dans le repère fixe, $\mathbf{x}_{\mathrm{ref},T}$ la position de référence du point T, et $-b\dot{\mathbf{q}}$ est un terme visqueux destiné à amortir les oscillations engendrées par les forces élastiques. En principe, la position et l'orientation de référence sont les valeurs enregistrées par le robot lorsque le mode bloqué est enclenché.

Lorsque l'on applique cette loi de commande, la principale difficulté réside en fait dans la bonne réalisation de la transition entre le mode libre et le mode bloqué. En effet, dans le mode libre, l'opérateur compense les efforts entre le patient et la sonde pour maintenir la sonde à la position voulue en contact avec le patient (avec une pression suffisante pour obtenir une bonne image). Lorsque le mode bloqué est actionné, et que le praticien lâche la sonde, l'équilibre des efforts change. Si l'on veut pouvoir rejeter cette perturbation il faut un réglage très rigide (k_x et k_θ). Mais, avec un robot léger et réversible (indispensable pour avoir un comportement transparent en mode libre), une très grande rigidité n'est pas possible. Une erreur de position apparaît donc lorsque le nouvel équilibre s'établit.

La solution proposée consiste à ajouter une boucle externe qui modifie la position et l'orientation de référence de la loi de commande interne (3.5) selon une vitesse proportionnelle à l'erreur entre la configuration actuelle et la configuration enregistrée lors de l'enclenchement du mode bloqué, à $t = 0$. Elle s'écrit :

$$\begin{bmatrix} \omega_{\mathrm{ref}} \\ \mathbf{x}_{\mathrm{ref},T} \end{bmatrix} = \lambda \begin{bmatrix} \theta_0 \mathbf{u}_0 \\ \left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T} - \mathbf{x}_T\right) \end{bmatrix} \quad , \tag{3.6}$$

avec λ un gain en s^{-1}, $\theta_0\mathbf{u}_0$ la rotation finie entre l'orientation actuelle et l'orientation enregistrée à $t = 0$ et $\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T} = \mathbf{x}_T$ à $t = 0$.

Finalement, on peut réécrire ces équations pour montrer que le schéma de commande revient à un simple correcteur proportionnel intégral (et dérivé, du fait des frottements visqueux ajoutés) sur l'erreur de position. L'intérêt de la structure en boucle interne et boucle externe vient de ce que cela permet de choisir des raideurs k_θ et k_x aussi faibles que l'on veut tout en ajustant le temps de convergence en réglant le gain intégral λ. Cela permet d'obtenir un mode bloqué dans lequel le robot est à la fois souple et précis.

En d'autre termes, en statique (fréquence nulle), le robot est infiniment rigide du fait de l'intégrateur. Mais le réglage fait que, même pour des perturbations de fréquences assez basses du point de vue de l'utilisateur (quelques dixièmes de Hertz), la rigidité est aussi basse que voulue.

Des ajustements ont été apportés à la commande (Eq.(3.5), Eq.(3.6)) car le robot Apollo possède 3 actionneurs et 3 freins et non pas 6 actionneurs. On ne peut donc

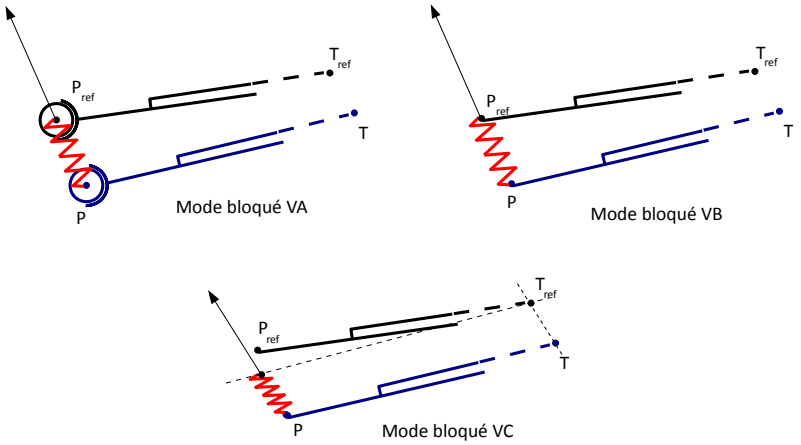


FIGURE 3.3 – Représentation des 3 modes de blocage testés : Mode VA (erreur en P poignet libre) ; Mode VB (erreur en P poignet freiné) ; Mode VC (erreur en T poignet freiné)

commander que la force au centre du poignet P et, selon les cas, un moment nul (poignet libre) ou un moment lié à ladite force (poignet bloqué). Nous avons alors dû implanter un correcteur qui ne contrôle pas l'orientation, mais seulement la position d'un point, qui peut être soit le point T correspondant au centre de la biopsie, soit le point P correspondant au centre du poignet.

Plusieurs modes de commande ont donc été testés (Fig.3.3) :

- VA : à partir de l'erreur de position du centre du poignet P, avec poignet libre ;
- VB : à partir de l'erreur de position du centre du poignet P, avec poignet freiné ;
- VC : à partir de l'erreur de position du centre de la biopsie T, avec poignet freiné.

Ces modes de commande ont été évalués lors de la thèse de Cécile Poquet. Il a été demandé à Pierre Mozer, urologue, de comanipuler la sonde échographique endorectale insérée dans un fantôme de prostate, Fig.3.4. L'urologue a reproduit des séances de biopsies classiques.

Les résultats, Fig.3.4, montrent à la fois le déplacement maximal du point T après que la sonde a été lâchée (erreur maximale) et la correction atteignable (erreur statique) en fonction du mode de blocage choisi. Je joins en annexe A un article décrivant ces résultats plus en détail.

Naturellement, comme pour les commandes VA et VB l'intégrateur annule de fait l'erreur en P et non l'erreur en T, la précision statique au niveau du centre de la biopsie T n'est pas satisfaisante, et cela que le poignet soit bloqué ou non. Ce constat nous a conduit a retenir l'utilisation de capteurs pour les axes du poignet car le contrôle en P n'est pas suffisant et il est nécessaire de calculer les coordonnées de T.

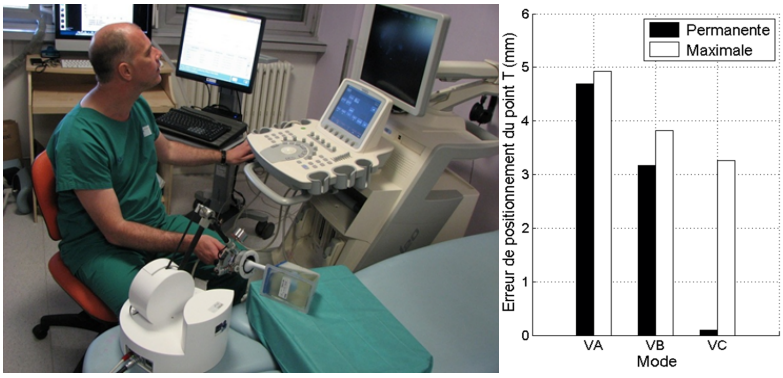


FIGURE 3.4 – A gauche : Dispositif de test in vitro du mode bloqué. A droite : résultats obtenus erreur maximale et erreur statique pour les différents modes de blocages

3.3 Guides [3]

Le guidage du geste par un comanipulateur parallèle se fait par l'application de forces en résistance aux déplacements, selon certaines directions ou dans certaines régions. L'idée de départ est que le comanipulateur n'exerce pas de forces motrices, ce qui représente une sécurité importante puisque les mouvements produits sont toujours ceux qui proviennent des intentions du chirurgien. Les guides, que l'on appelle aussi en anglais virtual fixtures, sont généralement formulés géométriquement, c'est-à-dire que les forces à exercer dépendent de la position de l'instrument. Comme ils sont par ailleurs référencés sur le patient, il est toujours requis de procéder à un recalage. En effet, puisque le comanipulateur doit fournir des efforts de résistance en fonction d'informations géométriques, il est nécessaire de connaître la localisation des guides dans le système de coordonnées du robot. De ce fait, les systèmes de guidage par comanipulation peuvent être vus comme des extensions actives des systèmes de navigation habituellement passifs (d'ailleurs souvent appelés eux-mêmes "systèmes de guidage"). Pour constituer un guide avec des directions privilégiées de déplacement, on peut :

- si le robot est irréversible, choisir de n'activer la boucle d'effort que dans certaines directions, selon le principe de la commande hybride force/position ;
- avec un robot réversible, programmer le robot pour qu'il applique des efforts perpendiculairement à la contrainte géométrique pour exercer un rappel élastique, ou viscoélastique, sur cette contrainte [Long 2005]

Deux dispositifs exploitant ce principe de contraintes dites actives sont particulièrement intéressants. Il s'agit du robot Acrobot développé par [Jakopec 2002, Jakopec 2003] et du robot Surgicobot dévelopé par [Bonneau 2004]. Ces deux dispositifs sont destinés à des applications en chirurgie de l'os (orthopédique ou maxillo-faciale). A la différence du système Acrobot qui exploite un robot non réversible,

3. Ce travail correspond au chapitre 5 de la thèse d'Anja Marx et à la publication [Vitrani 2015a]voir l'article en annexe B

pour les dispositifs basés sur des interfaces haptiques, comme dans mes dispositifs, il n'est pas nécessaire d'avoir un capteur d'effort puisque l'effort est commandé en boucle ouverte, comme nous l'avons dit précédemment.

Le robot utilisé dans la thèse d'Anja Marx permet de guider une sonde échographique vers une lésion suspecte définie dans un volume mammographique. Le geste à réaliser n'est pas modélisable par la mise en correspondance d'un point de l'effecteur avec une surface virtuelle : il s'agit de faire coïncider un plan échographique avec une cible anatomique, et de centrer cette cible dans l'image Fig.3.5. Les guides conventionnels ne sont donc pas adaptés. Le guide est ici généré en émulant des ressorts entre le plan échographique et la lésion (supposée recalée, voir chapitre 2) :

- un premier ressort de raideur k_1 permet d'assurer l'intersection entre le centre I de la lésion et le plan échographique. On notera I_1 la projection orthogonale de I sur le plan échographique
- un second ressort de raideur k_2 permet de centrer la lésion dans l'image échographique. Ce ressort est placé entre I_1 et I_2 sa projection sur l'axe de la sonde.

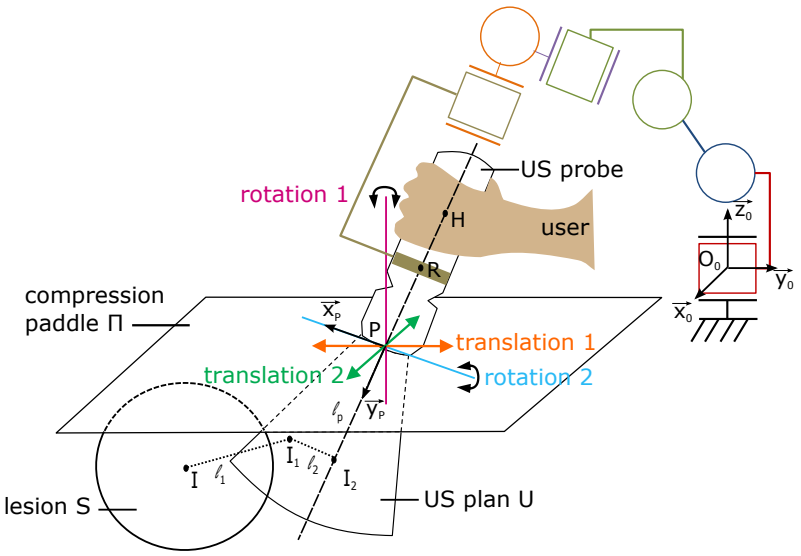


Figure 3.5 – Eléments de modélisation de la tâche de manipulation d'une sonde échographique sur une pelote de compression pour la visualisation et l'exploration d'une lésion suspecte dans le sein.

Les raideurs des ressorts sont choisies relativement faibles pour permettre à l'utilisateur de balayer autour de la cible. En effet, ici, l'implémentation des "virtual fixtures" n'a pas pour objet de satisfaire une contrainte géométrique forte mais plutôt de donner une information kinesthésique.

Deux expériences ont alors été conduites sur fantôme anatomique, toutes deux en lien avec la pratique clinique. Le premier test a permis d'évaluer l'assistance apportée par le robot dans la tâche de localisation de la lésion : on indique au sujet

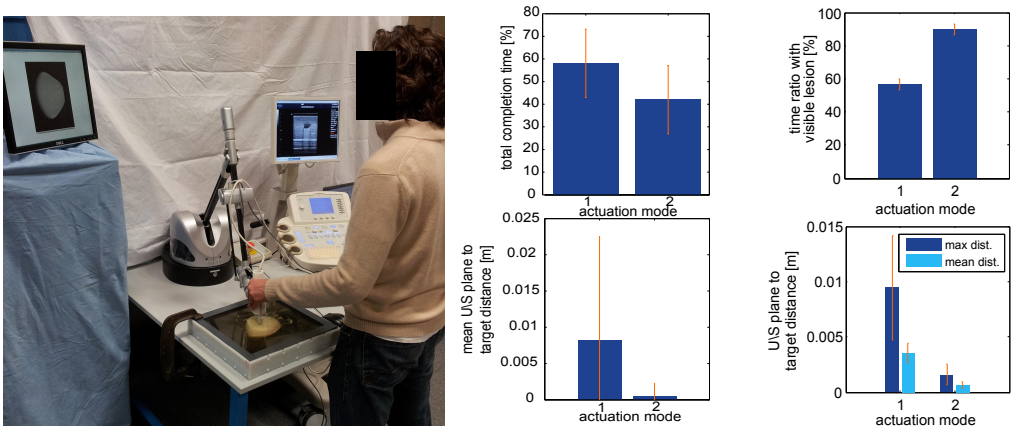


FIGURE 3.6 – A gauche : Dispositif de test in vitro. Au centre : A droite : résultats obtenus erreur maximale et erreur statique pour les différents modes de blocage

une lésion dans le volume mammographique, il doit alors la retrouver dans le fantôme en manipulant la sonde échographique. Le second test a servi à évaluer l'influence du robot lors de la tâche de balayage de la lésion. La sonde échographique est placée en regard d'une lésion, le sujet doit alors essayer de balayer le volume complet de la lésion sans perdre la visibilité. Plusieurs modes de balayage sont étudiés : déplacements libres, translations parallèles à la pelote de compression, rotations autour d'un axe perpendiculaire à la pelote de compression, inclinaisons de la sonde. Pour chaque test, le sujet a répété l'expérience avec un robot commandé en mode transparent (donc ne le guidant pas) et avec les guides présentés précédemment.

Les résultats montrent une légère augmentation (10%) de la capacité à identifier la bonne lésion grâce au robot. Le réglage de la commande avec une raideur très faible pour permettre le balayage, est certainement à l'origine de cette faible amélioration. Plus important, le robot permet d'augmenter la précision du positionnement d'environ 94% tout en diminuant le temps requis pour correctement localiser la lésion de 30%. Enfin, durant la phase de balayage, le ratio de visibilité est augmenté de 60% ce qui indique qu'il serait plus facile de garder la lésion visible dans l'image grâce au guide.

3.4 Augmentation de la raideur apparente [4]

Une autre possibilité de la comanipulation consiste à augmenter la qualité de la perception des efforts que le chirurgien applique sur les organes. Ceci présente un grand intérêt pour la chirurgie mini-invasive : l'accès par un orifice étroit induit des efforts de contact sur l'instrument qui s'ajoutent aux efforts distaux et peuvent corrompre la perception.

Supposons qu'un instrument comanipulé soit en contact avec un environnement

4. Ce travail correspond au chapitre 4 de la thèse de Cécile Poquet et à la publication [Poquet Torterotot 2011]

(le patient). En statique (pour simplifier les équations sans perte de généralité), le bilan des efforts est nul, soit :

$$\mathbf{E}_c + \mathbf{E}_r + \mathbf{E}_h + \mathbf{E}_g = 0 \tag{3.7}$$

où $\mathbf{E}_c$ est le torseur des efforts appliqués par l'environnement, $\mathbf{E}_r$ le torseur des efforts appliqués par le robot, $\mathbf{E}_h$ le torseur des efforts appliqués par l'opérateur humain et $\mathbf{E}_g$ le torseur des efforts dûs à la gravité (poids). Dans une application de chirurgie mini-invasive, on peut décomposer $\mathbf{E}_c$ en deux termes :

$$\mathbf{E}_c = \mathbf{E}_{cd} + \mathbf{E}_{cp} \tag{3.8}$$

où $\mathbf{E}_{cd}$ est le torseur des efforts distaux correspondant au geste "utile" sur les organes et $\mathbf{E}_{cp}$ est le torseur correspondant à la perturbation engendrée par tous les autres contacts, notamment au point d'insertion.

Un comanipulateur peut alors avantageusement être exploité pour restituer ou amplifier, au niveau du port d'interaction avec le chirurgien, les efforts produits sur les organes [Cagneau 2008, Kosuge 1993]. Idéalement, le comportement désiré est :

$$\mathbf{E}_h + \alpha \mathbf{E}_{cd} = 0 \tag{3.9}$$

où α est un facteur d'amplification réglable par la commande. Dans ce cas, le comanipulateur doit appliquer un effort égal à :

$$\mathbf{E}_r = -\mathbf{E}_g - \mathbf{E}_{cp} - (1-\alpha)\mathbf{E}_{cd} \tag{3.10}$$

A noter que lorsque $\alpha = 1$, le comanipulateur opère en fait une compensation du poids de l'instrument et de la perturbation engendrée par les interactions non distales.

Deux problèmes distincts se posent pour réaliser ce type de fonction. Le premier est de savoir comment estimer l'interaction distale sans corruption de la perturbation. Le second est de savoir comment distinguer, dans l'interaction tripartite chirurgien-organe-comanipulateur, les efforts engendrés au niveau des différents ports d'interaction. La litérature propose différentes solutions pour cela, comme le développement de capteurs distaux qui mesurent directement l'interaction entre l'organe et l'instrument [S.K. 2003, Seibold 2005] ou l'utilisation de capteur d'effort sur la base du robot [Zemiti 2007].

Dans la thèse de Cécile Poquet, un système de comanipulation est proposé pour restituer les efforts d'interaction entre une sonde échographique endorectale et la prostate d'un patient. Pour cette application, les efforts exercés par le chirurgien sur la sonde sont principalement ceux qui sont nécessaires à son positionnement à travers le rectum alors que ceux qui correspondent à la force d'appui sur la prostate, très souple et mobile, sont minoritaires et mal ressentis par le praticien. Nous avons implémenté une commande à 1 DDL en contrôlant la force selon l'axe d'insertion de la sonde. Pour restituer une sensation de contact correspondant à l'appui distal, on réalise une estimation en ligne de la déformation de la prostate grâce à l'image

échographique 2D. Si on suppose disposer d'un modèle qui permet d'estimer la force d'appui f_{cd} à partir de la mesure de la déformation [Kennedy 2003], alors cette force peut ensuite être utilisée pour commander le robot par :

$$f_r = (\alpha - 1) f_{cd} - f_g \ , \tag{3.11}$$

où $f_?$ désigne la composante selon l'axe d'insertion de la résultante du torseur $\mathbf{E}_?$. A l'équilibre, on a alors :

$$f_h + \alpha f_{cd} + f_{cp} = 0 \ . \tag{3.12}$$

On voit qu'on n'obtient pas le comportement idéal décrit par l'équation (3.9) puisqu'ici la perturbation n'est pas compensée. Mais d'un point de vue fonctionnel, le choix d'un grand gain α permettra un meilleur ressenti de la force distale par l'utilisateur et ainsi limitera l'effet relatif de la perturbation.

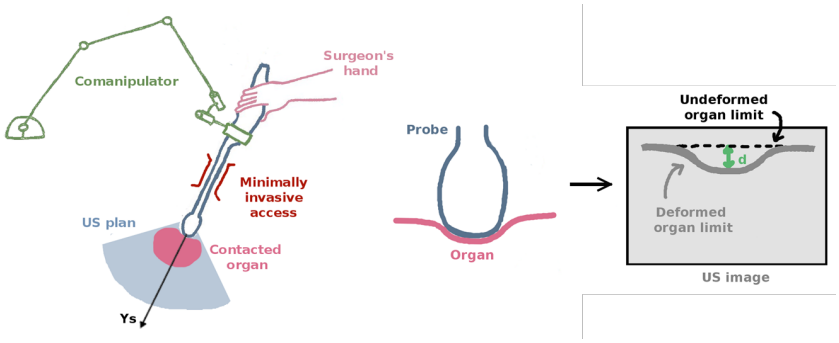


FIGURE 3.7 – Principe général pour l'augmentation de raideur

On peut noter aussi que dans l'implémentation proposée, il n'y a pas, stricto sensu, une estimation de la force d'appui à partir de la déformation d mesurée dans l'image. En fait, ce calcul nécessiterait un modèle mécanique de la prostate ce qui n'est pas requis ici puisque seule une sensation tactile de contact est nécessaire. Le calcul de la force à appliquer par le comanipulateur est plus simple et s'écrit :

$$f_r = kd - f_g \tag{3.13}$$

Ce qui revient à placer un objet virtuel de raideur k réglable à l'endroit où se trouve la prostate. Les essais ont montré que le dispositif permet de mieux détecter les contacts et de mieux maîtriser l'appui qu'en l'absence de comanipulation. Non seulement l'utilisateur détecte plus tôt le contact, mais la déformation est aussi diminuée lors de tâches de compression.

Enfin, notons que la réalisation de retours d'information tactiles nécessite une grande fréquence d'échantillonnage (typiquement supérieure à 1 kHz) alors que l'image traitée n'est disponible qu'avec retard et à basse fréquence. Pour régler ce problème, il convient d'estimer la déformation d en fusionnant les déplacements mesurés par les codeurs du robot à haute fréquence et ceux mesurés à basse fréquence par le dispositif d'imagerie.

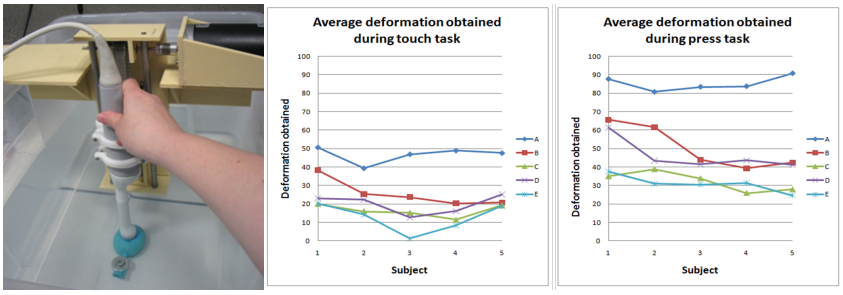


FIGURE 3.8 – A gauche : Dispositif de test in vitro. A droite : Résultats obtenus

3.5 Conclusion

Nous avons montré dans ce chapitre l'application de divers modes d'assistance à la manipulation de sondes échographiques par comanipulation :

- le mode libre et l'évaluation de la transparence ;
- un mode bloqué à la fois précis et souple ;
- un mode de guidage vers une cible par application de contraintes virtuelles ;
- un mode de perception augmentée par asservissement visuel.

Ces diverses contributions ont été évaluées, dans un contexte de laboratoire. En dépit de lois de commande toujours très simples, l'apport des différentes fonctions, dans le contexte de laboratoire, peut être démontré.

Il faut noter que l'évaluation est, en comanipulation, l'objet d'une recherche en soi. La conduite des expériences sur la base de protocole définis préalablement amène souvent à repenser le protocole et reprendre à zéro. L'analyse statistique des résultats doit se faire avec prudence tant les hypothèses formulées influencent le choix des outils d'analyse. Tout ceci procède d'une recherche expérimentale, avec des méthodes qui sont plus celles qu'emploient les biologistes et qu'il nous a fallu appréhender dès lors que nos recherches se sont orientées vers la comanipulation.

Il n'en reste pas moins qu'en matière de robotique médicale, le juge de paix reste le lien avec l'application clinique réelle. Les divers résultats que j'ai pu obtenir dans un contexte d'usage clinique, qu'il s'agisse d'analyse de geste (en amont de la conception d'un robot) ou d'évaluation clinique en aval, sont décrits dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Résultats cliniques

Sommaire

4.1 Introduction **35**
4.2 Analyse du geste **36**
4.2.1 Analyse du geste de biopsie de la prostate 36
4.2.2 Suivi de la tête foetale lors de l'accouchement 39
4.3 Validation clinique d'Apollo **39**
4.3.1 Validation sur sujets anatomiques 40
4.3.2 Validation sur patients 40
4.4 Conclusion **43**

4.1 Introduction

Le développement d'outils d'assistance à la chirurgie doit se faire en lien étroit avec les équipes cliniques. A travers mes activités, je ne cherche pas seulement à étudier des aspects de la robotique d'assistance dans un contexte applicatif donné, mais bien à confronter les solutions à la réalité du monde médical et à participer à l'innovation en santé. Pour cette raison, la collaboration avec des médecins ne doit pas se cantonner aux campagnes de validation des dispositifs, à la fin du processus de recherche. L'analyse, en amont, des gestes médicaux et la mise en situation régulière permettent en elles-mêmes l'obtention de résultats qui enrichissent la problématique de recherche. Ce lien avec la clinique n'est malheureusement pas toujours accessible. En particulier, il n'a pas pu être fait dans le cadre de la thèse d'Anja Marx (cancer du sein). Au contraire, dans les travaux concernant la biopsie de prostate, de nombreuses études ont pu être menées impliquant plusieurs urologues et allant de l'analyse du geste en routine clinique jusqu'à la validation de l'assistance apportée par le robot Apollo sur patients.

Dans ce chapitre, il ne s'agit pas de proposer des méthodes génériques pour mener des essais cliniques. En effet, les protocoles sont intrinsèquement liés aux applications et aux dispositifs. L'objet de ce chapitre est de présenter les résultats cliniques sous deux aspects : l'analyse du geste et la validation des dispositifs.

Un des leviers que nous avons utilisés pour permettre cette mise en situation clinique est d'exploiter la sonde échographique elle-même comme un moyen de mesure. En effet, la sonde échographique peut permettre de caractériser un geste (en analysant par exemple son positionnement vis-à-vis de structures anatomiques) sans

qu'il soit nécessaire de mettre en œuvre des systèmes supplémentaires (ce qui compliquerait l'insertion dans un protocole clinique et les étapes de certification requises pour obtenir les autorisations).

4.2 Analyse du geste

4.2.1 Analyse du geste de biopsie de la prostate [1]

Dans le cadre de la thèse de Cécile Poquet, une analyse du geste de biopsie de la prostate a été menée pour définir les caractéristiques indispensables d'un robot d'assistance, en matière notamment d'espace de travail. Pour réaliser cette étude, nous avons bénéficié d'une base de données concernant 78 patients. Ces patients ont passé des biopsies entre janvier et septembre 2009 à la Pitié-Salpêtrière, où le docteur Pierre Mozer et deux de ses collègues ont utilisé l'Urostation de la société Koelis [Koelis].

Dans cette étude il est à noter qu'il n'a pas été nécessaire d'instrumenter la sonde échographique (avec les problèmes de recalage, et de modification de la routine clinique associés). En effet, lors de chaque biopsie de la prostate, on mesure directement dans l'image, grâce à l'Urostation, la matrice de transformation entre la position de la prostate lors de la biopsie et la position de la prostate lors de la prise d'un panorama de référence ainsi que la position du transducteur, celle du point d'entrée de l'aiguille et l'axe de la sonde lors de la biopsie par rapport à la prostate. On dispose donc grâce à l'Urostation d'un ensemble de données très complet, qu'il est en général difficile d'obtenir.

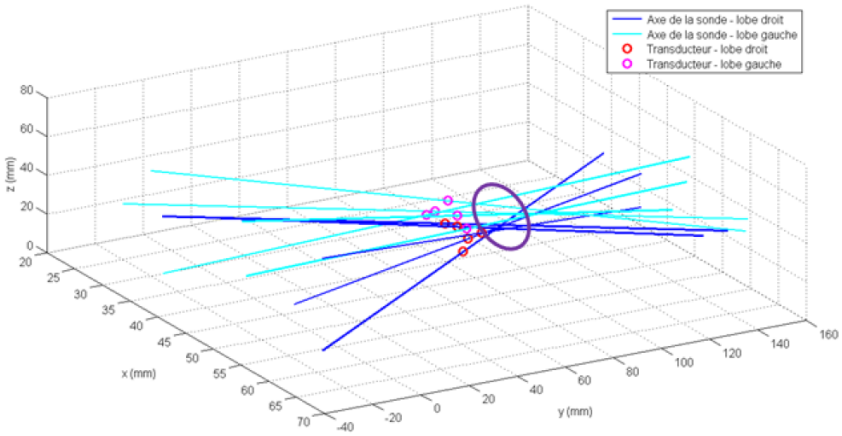


FIGURE 4.1 – Exemples de trajets des biopsies.

Toutes les données de cette étude peuvent être extraites et exprimées dans un repère lié à la position de la prostate dans le panorama initial. On peut par exemple

1. Ce travail correspond au chapitre 1 de la thèse de Cécile Poquet, au travail de master de Grégoire Coffin et aux publications [Poquet Torterotot 2010a, Poquet Torterotot 2010b, Coffin 2011b, Coffin 2011a, Coffin 2012]

tracer l'ensemble des lignes de ponction au cours d'une séance, Fig.4.1. Sur cette figure, on retrouve alors que ces lignes se resserrent dans une zone de passage correspondant à l'anus.

L'étude statistique a principalement servi à déterminer l'espace de travail de la sonde et a donc été utilisée pour la conception d'Apollo. Nous avons ainsi établi que l'espace de travail de la sonde est inclus dans un cône de demi-angle au sommet de 30°, Fig.4.2.

Cette étude nous a par ailleurs conduit à proposer un dispositif à 6 degrés de liberté puisqu'on a pu observer que le praticien utilise parfois l'élasticité de l'anus pour atteindre toutes les zones à biopsier. Un robot à 4 DDL à centre de rotation déporté, utilisé par de nombreuses équipes de recherche dans le but de maintenir fixe le point d'insertion, ne permet pas ce type d'action. Par ailleurs, il est apparu que le contrôle de l'orientation de l'aiguille à biopsie n'est pas aussi important que celui de la position de l'intersection entre l'axe de l'aiguille et le plan moyen de la prostate. De ce fait, il suffit d'actionner 3 degrés de liberté pour contrôler cette position.

Le robot Apollo possède donc une structure anthropomorphe : les 3 premiers degrés de libertés, actionnés, forment le complexe épaule-coude et permettent le positionnement d'un point P de l'effecteur. Les trois dernières articulations rotoïdes, freinées, forment un poignet à axes concourants en P, ce qui permet de laisser libre ou de bloquer l'orientation de la sonde.

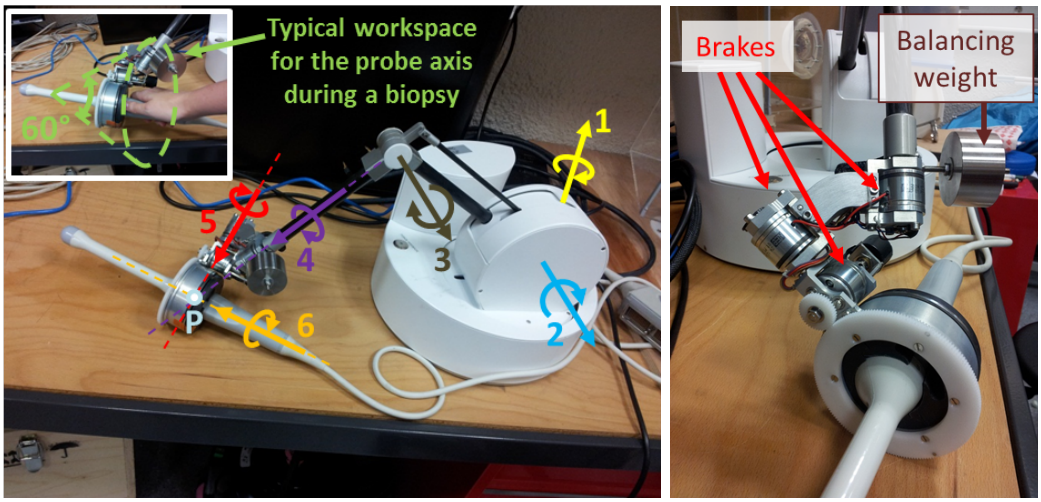


FIGURE 4.2 – Cinématique et actionnement du robot Apollo définis à partir de l'analyse des gestes cliniques de biopsie de la prostate.

De façon plus inattendue, une dissymétrie du geste a été mise en évidence : la surface de ponction est statistiquement plus grande dans le lobe gauche que dans le lobe droit, Fig.4.3. Cette dissymétrie peut s'expliquer par une différence d'ergonomie pour atteindre chacun des lobes. Lorsqu'il pratique des biopsies dans le lobe gauche (situé vers le bas du fait de l'allongement du patient en décubitus latéral gauche), le praticien doit insérer l'aiguille par dessous la sonde et adopte une posture plus

inconfortable. Dans cette configuration, il semble que le praticien sous-estime les déplacements ce qui conduit à répartir les biopsies dans un plus grand volume de la prostate.

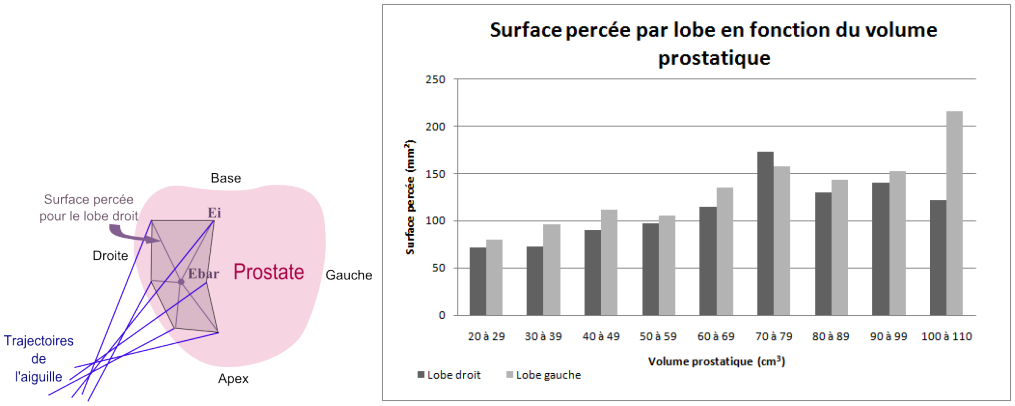
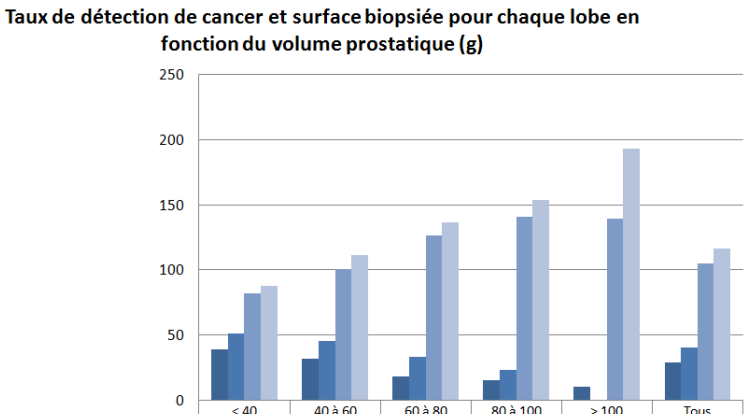


FIGURE 4.3 – A gauche, définition de la surface percée dans un lobe ; A droite : Surface percée dans chaque lobe en fonction du volume de la prostate. En gris foncé : lobe droit ; En gris clair lobe gauche.

Ceci n'est pas sans conséquence sur le diagnostic : lorsque les données sont croisées avec celles de l'anatomopathologie, on s'aperçoit que la dissymétrie du geste est corrélée avec le taux de cancer diagnostiqué dans chaque lobe. En effet, statistiquement, un plus grand nombre de tumeurs sont trouvées dans le lobe gauche sans raison anatomique connue pouvant expliquer cette différence (Fig.4.4).



	< 40	40 à 60	60 à 80	80 à 100	> 100	Tous
Taux de détection dans le lobe droit (%)	39,2	31,6	18,5	15,4	10	29,1
Taux de détection dans le lobe gauche (%)	51	45,6	33,3	23,1	0	40,5
Surface moyenne biopsiée dans le lobe droit (mm²)	82,16	100,65	126,32	140,53	139,32	104,8
Surface moyenne biopsiée dans le lobe gauche (mm²)	88	111,41	136,43	153,97	193,08	116,55

FIGURE 4.4 – taux de détection de cancer et surface biopsée pour chacun des lobes en fonction du volume prostatique.

4.2.2 Suivi de la tête foetale lors de l'accouchement [2]

Une autre illustration de l'analyse des gestes cliniques exploitant un échographe peut être trouvée dans le chapitre 4 de la thèse de Jacky Nizard portant sur les essais cliniques autour du dispositif Labor Pro de la société Trig Medical. L'étude a été réalisée dans le cadre d'un essai clinique multi-centrique dans les services de gynécologie et obstétrique des hôpitaux Maimondes (Brooklyn, USA), Bnai Zion (Haifa, Israël) et Poissy-Saint-Germain-en-Laye (Poissy, France). Cent quatre vingt huit femmes ont été incluses dans cette étude entre janvier et décembre 2007. Le même protocole a été appliqué dans chacun des centres [3]. Comme avec l'Urostation, l'utilisation de la sonde échographique couplée au Labor Pro permet d'accéder directement à des mesures en situation clinique. Le traitement de ces données a permis à la fois de valider le dispositif et d'évaluer de façon objective la précision de mesures cliniques concernant la dilatation cervicale, ce qui n'avait jamais été fait auparavant.

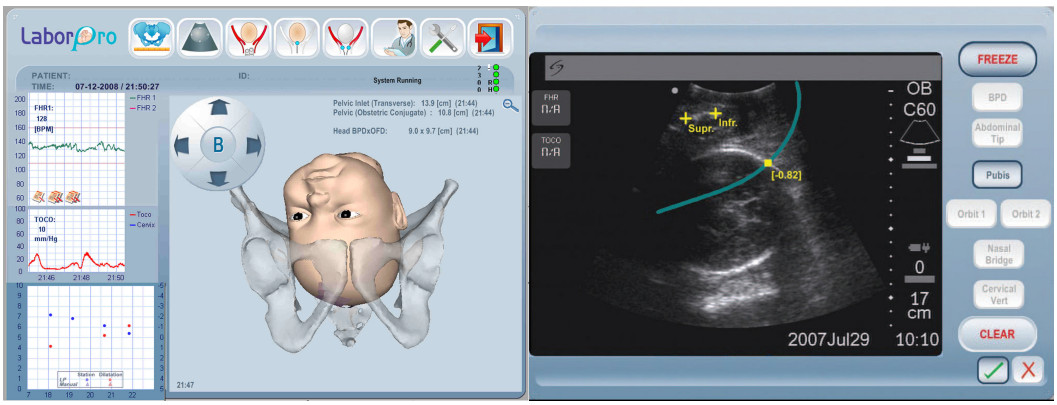


FIGURE 4.5 – Interface du Labor Pro : position 3D reconstruite de la tête foetale dans le bassin maternel - à gauche - à partir des mesures échographiques - à droite (les croix jaunes indiquent la symphise pubienne, la ligne bleue le centre du canal de naissance, le carré jaune correspond à l'intersection de ce chemin avec le crâne fœtal)

4.3 Validation clinique d'Apollo [4]

Du fait d'une collaboration étroite avec le service d'urologie de la Pitié Salpêtrière (P. Mozer) et la société Koelis, et grâce au support financier obtenu via le projet

2. Ce travail correspond au chapitre 4 de la thèse de Jacky Nizard et aux publications [Nizard 2011b, Nizard 2011a, Vitrani 2016c]

3. Je dois préciser que je n'ai pas participé à ces essais autrement que pour la phase d'analyse et d'intégration de ces résultats de façon cohérente dans le projet de thèse de Jacky.

4. Ce travail correspond au chapitre 3 de la thèse de Cécile Poquet et aux publications [Poquet Torterotot 2015, Vitrani 2016b, Vitrani 2015b]

ANR Prosbot, mes recherches sur le robot Apollo ont pu donner lieu à diverses validations hors du laboratoire.

4.3.1 Validation sur sujets anatomiques

Des expériences ont été réalisées sur 3 sujets anatomiques à l'école de chirurgie de l'APHP. Deux sessions ont étés organisées. Pour chacune d'entre elles au moins deux urologues, un novice (Grégoire Coffin) et un expert (Pierre Mozer), ont été impliqués.

Un premier objectif était de valider la conception générale d'Apollo et son protocole d'installation. Les urologues ont donc mimé plusieurs séances de biopsies sur chacun des sujets anatomiques. Il est apparu que l'espace de travail est suffisant, que le sujet soit placé en décubitus latéral ou en position gynécologique qui sont les deux positions traditionnelles de la routine clinique. Comme espéré, le robot ne nécessite pas de positionnement fin par rapport au patient : un positionnement grossier a suffi, pour chaque test, à atteindre toutes les configurations de la sonde requises pour pratiquer les biopsies. Par ailleurs, les urologues ont déclaré qu'ils ne ressentaient pas de perturbation liée au robot dans le mode libre. Enfin, les résultats mesurés pendant ces essais sont similaires à ceux observés pendant les essais sur fantôme anatomique en laboratoire. En particulier, ils permettent de confirmer l'intérêt d'avoir des freins et des potentiomètres sur les axes du poignet (voir Sec.3.2.2).

FIGURE 4.6 – Installation du robot Apollo lors des validations sur sujets anatomiques (à gauche en décubitus latéral le robot est posé sur la table dernière les mollets du sujet ; à droite en position gynécologique, le robot est placé sur un tabouret entre les jambes du sujet).

4.3.2 Validation sur patients

Après le succès des essais in vitro et in cadavero, des essais cliniques ont été programmés pour évaluer l'effet du robot dans les modes libre et bloqué. L'objectif est d'évaluer la facilité d'utilisation et les performances du robot sur patients. En particulier, il s'agit de comparer la précision des biopsies réalisées avec ou sans l'assistance du robot Apollo. Un protocole de recherche clinique a été défini sous la

forme d'une étude comparative aléatoire dans laquelle 20 patients ont été inclus : 10 pour lesquels les biopsies sont réalisées avec Apollo et 10 pour lesquels les biopsies sont réalisées manuellement (groupe de référence). Le promoteur de cette étude est le CHU de Grenoble. Les essais sont réalisés à l'APHP Pitié Salpêtrière. L'essai a été autorisé par l'Agence Nationale du Médicament et des Produits de Santé (ANSM), le Comité de Protection des Personnes Sud-Est V (CPP) et la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL).

Le premier patient a été inclus en novembre 2014. La première intervention robotisée a eu lieu en mars 2015.

Installation et protocole La figure 4.7 montre l'installation du robot dans la salle d'opération. Juste après l'insertion de la sonde dans le rectum du patient, le

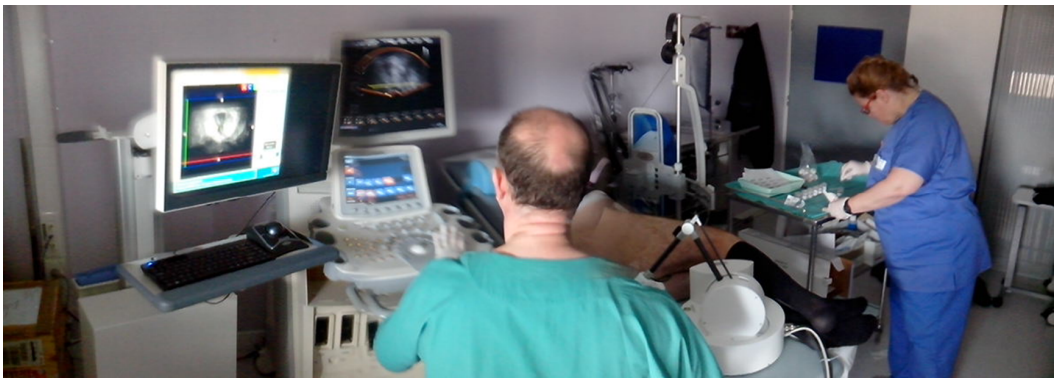


FIGURE 4.7 – Installation du robot Apollo dans la salle d'opération

praticien enregistre une image échographique 3D de référence. Il prélève ensuite 12 biopsies suivant un schéma en sextant puis termine l'intervention par 3 biopsies ciblées supplémentaires dans une zone de quelques millimètres de diamètre définie dans un IRM pré-opératoire. Pour chaque prélèvement, le praticien visualise, grâce à l'acquisition d'une image échographique 3D, la position d'une biopsie virtuelle et l'enregistre avant de faire le prélèvement réel dont la position est elle aussi enregistrée par le biais d'une seconde acquisition 3D. Pour chaque biopsie, on enregistre donc la position choisie pour la biopsie (biopsie virtuelle) et la position de la biopsie effectivement réalisée.

Lorsque le robot n'est pas utilisé, le praticien maintient manuellement la sonde depuis le début de la première acquisition jusqu'à la fin de la seconde acquisition comme il le fait en routine clinique. Lorsqu'au contraire il utilise le robot, le praticien sélectionne le mode bloqué au début de la première acquisition et peut ainsi lâcher la sonde. Il repasse en mode libre à la fin de la seconde acquisition pour déplacer la sonde vers la biopsie suivante.

Résultats préliminaires Pour évaluer la précision des biopsies, un cylindre englobant la biopsie réelle et la biopsie virtuelle est généré pour chaque prélèvement. Deux paramètres sont alors calculés :

- le paramètre d est le diamètre du cylindre, en mm ;
- le paramètre L est la différence absolue en mm entre la longueur du cylindre et la longueur d'un prélèvement standard (20 mm).

Le paramètre d caractérise principalement l'erreur en orientation tandis que le paramètre L dépend majoritairement de l'erreur de pénétration.

Les résultats suivants concernent les deux premiers patients inclus dans l'étude. Le patient PM appartient au groupe de référence (biopsies manuelles). Le patient PR appartient quant à lui au groupe avec robot. La durée totale de la séance de biopsie est la même ($20min$) avec ou sans robot. La procédure avec robot est plus longue de 10 minutes pour permettre au praticien d'expliquer le fonctionnement du robot au patient.

Des questionnaires à remplir par le praticien et par le patient permettent d'obtenir des résultats qualitatifs. Ainsi, le chirurgien a déclaré ne pas ressentir de résistance de la part du robot en mode libre. Il a aussi indiqué que le robot est peu encombrant. Enfin, il a apprécié le fait de pouvoir lâcher la sonde pendant le mode bloqué. Le patient quant à lui a dit se sentir rassuré par la présence du robot. Il a indiqué ne pas avoir ressenti les changements de mode du robot. La figure 4.8 montre la carte 3D des biopsies recalées sur l'image de référence pour les deux patients.

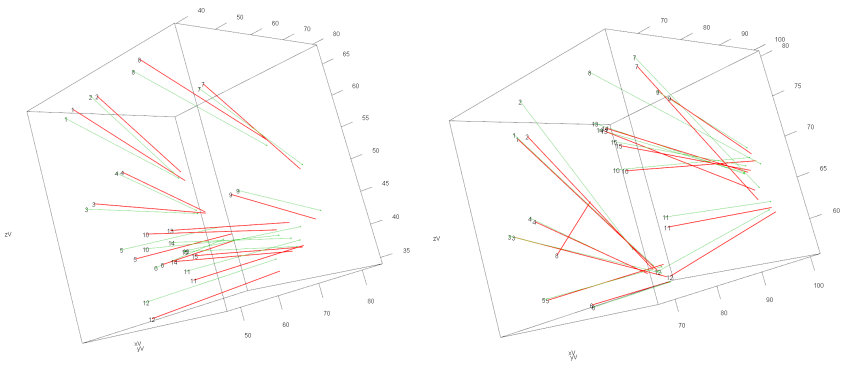


FIGURE 4.8 – carte 3D des biopsies (à gauche : patient PM sans robot ; à droite : patient PR avec robot) en rouge les biopsies virtuelles ; en vert les biopsies réelles.

Le tableau 4.1 montre les résultats obtenus pour les deux indicateurs et les deux patients.

Ces résultats préliminaires sont encourageants : la précision des biopsies (en orientation et en position) a été largement améliorée grâce au robot.

De façon très récente, les résultats sur les 10 premiers patients transmis par le CI-CIT de Grenoble, qui légalement est le propriétaire des résultats cliniques de cette étude du fait de sa position de Promoteur, ont permis de montrer que ces différences observées sont statistiquement significatives. Je joins en annexe C un

TABLE 4.1 – Comparaison des résultats

	$d(mm)$		$L(mm)$	
	PM	PR	PM	PR
médiane	1.6	0.7	1.1	0.8
min	1.6	0.3	0.1	0.1
max	3.2	2.0	2.0	1.1
moyenne	1.8	0.8	1.1	0.9
écart-type	0.6	0.5	0.5	0.5

article sous presse décrivant ces résultats.

4.4 Conclusion

Ce chapitre consacré à la présentation de mes résultats en matière de validation clinique est finalement assez bref. Il représente pourtant une quantité de travail considérable.

Le passage d'une étude en laboratoire à une étude en contexte clinique requiert en effet de nombreuses étapes de développement technique (il a par exemple été nécessaire de recoder entièrement le contrôleur d'Apollo en respectant des contraintes de qualité) et de validations intermédiaires (comme des tests de bon fonctionnement du robot pendant des semaines entières) qui sont superflues lorsque le robot n'est pas confronté à une situation réelle d'utilisation, avec les impératifs de sûreté qu'elle impose. Viennent ensuite les étapes règlementaires, les dossiers d'analyse de risque, les certifications, les demandes d'autorisation, la conception des protocoles cliniques. La définition de ces protocoles procèdent d'un dialogue entre les médecins et les roboticiens, puisqu'il s'agit de converger entre le bénéfice médical et le bénéfice technique. On voit clairement ici que la participation des médecins, en amont, aux étapes de conception du robot, à la définition des fonctions et des interfaces, sont des pré-requis à ce qu'*in fine* puisse être établi un protocole clinique dans lequel la notion de service médical rendu est cruciale.

Le rôle du partenaire industriel est également majeur. En effet, si l'on souhaite qu'au-delà des premières validations le dispositif soit exploité en routine clinique, il est indispensable qu'une entreprise prenne le relais, ce qui suppose de nombreuses étapes et des investissements importants. Ici encore, la collaboration recherche-entreprise, dès le début du projet, permet d'intégrer des contraintes (de coût et de marché) qui maximisent les chances de transfert. A cet égard, le fait que la société Koelis ait décidé en 2015 de licencier les brevets que nous avons déposés et de lancer un programme d'industrialisation et de commercialisation d'Apollo prend, dans tout le contexte que je viens de décrire, les contours d'un vrai succès d'une recherche puisant dans différentes disciplines, intégrant des contraintes variées, qu'en novlangue on dit *translationnelle*.

Chapitre 5

Comanipulation : une interaction entre boucles sensorimotrices

Sommaire

5.1 Introduction 45
5.2 Guides sous-actionnés 46
5.3 Guides équivalents 49
5.4 Guides synergiques 53
5.5 Conclusion 57

5.1 Introduction

La robotique collaborative a pour but premier de combiner les capacités d'un opérateur humain avec celles d'un robot. Typiquement, un opérateur humain peut intégrer de nombreuses informations pour décider d'adapter son geste à une situation particulière, tandis que le robot apporte des fonctions mécaniques : précision, capacité de force, répétabilité, etc. Cette façon de considérer la comanipulation, comme une sorte de partage de compétences, prévaut largement aujourd'hui dans la communauté robotique. Elle masque cependant certains aspects fondamentaux qui relèvent de l'interaction physique : dans un système de comanipulation, les boucles sensorimotrices du sujet sont imbriquées avec celles du robot. Dès lors, le robot peut être vu comme un moyen d'optimiser le comportement de l'instrument comanipulé afin de faciliter la tâche de l'utilisateur.

Dans ce chapitre sont rassemblés différents travaux qui ouvrent les pistes de recherche que je souhaite explorer dans les prochaines années. Il s'agit d'étendre le concept de la comanipulation en adressant la question des aides partielles. Avec les comanipulateurs tels qu'ils sont conçus actuellement, si l'opérateur se laisse guider, la tâche sera correctement réalisée. Il faut pour cela mettre en œuvre des guides basés sur la solution exacte de la tâche. En pratique, cela suppose une description parfaite de la tâche (et donc, en robotique médicale, un recalage sur l'anatomie du patient) et, en général, un guide rigide contraignant le mouvement. L'idée qui est développée dans les exemples donnés ci-après est de proposer des dispositifs qui n'ont pas pour objectif de contraindre entièrement la tâche mais plutôt de fournir une indication que l'opérateur peut interpréter et intégrer pour améliorer son geste. L'objectif à long terme est d'apporter une assistance avec des dispositifs, des modèles de tâches et des

modèles d'environnement simplifiés et moins soumis à des contraintes d'exactitude ou de précision.

5.2 Guides sous-actionnés [1]

Une première approche, naïve, pour mettre en œuvre des guides partiels consiste simplement à annuler certaines des composantes d'effort du guide complet. Le torseur d'effort $\mathcal{E}_{\text{complet}}$ obtenu pour le guide complet est alors multiplié par une matrice de sélection diagonale A dont les éléments diagonaux valent 1 ou 0 :

$$\mathcal{E}_{\text{partiel}} = A\mathcal{E}_{\text{complet}} \tag{5.1}$$

Dans le cadre de la thèse d'Anja Marx, nous avons exploré cette possibilité d'un point de vue expérimental : dans quelle mesure, avec des informations incomplètes, est-on capable de proposer une assistance efficace ?

Le système expérimental, Fig.5.1 est le même que celui présenté au paragraphe Sec.3.3. Dans le cas complètement actionné, le robot émule deux ressorts entre le

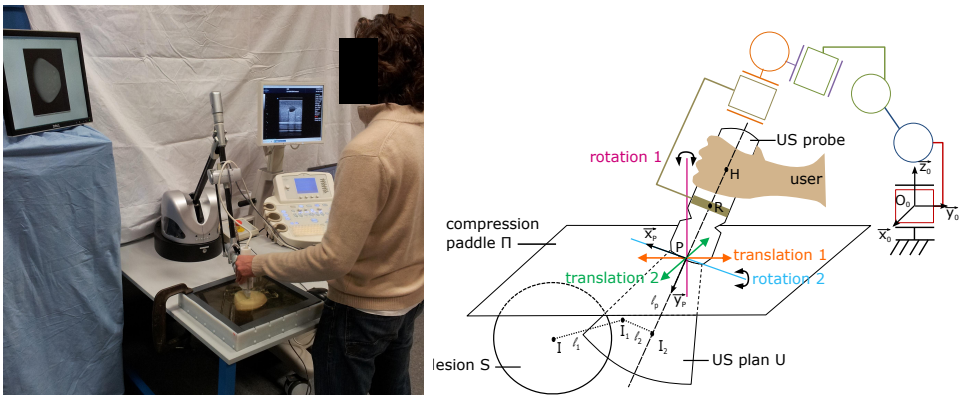


FIGURE 5.1 – Système expérimental mis en œuvre et modélisation de la tâche

plan échographique et la lésion. Le premier ressort vise à provoquer l'intersection entre la lésion et le plan échographique tandis que le second ressort permet de centrer la lésion dans l'image. Il faut noter à ce stade que ces ressorts virtuels sont calculés en tenant compte uniquement de la géométrie relative de la cible au plan échographique, et donc sans intégrer les informations sur la géométrie du contact sonde-pelote de compression.

Pour pouvoir déterminer quelle composante il serait possible de supprimer, une étude préalable de l'effet principal de chaque composante du torseur $\mathcal{E}_{\text{complet}}$, dans la base $(\vec{x}_p, \vec{y}_p, \vec{z}_p)$ liée à la sonde, a été menée, *cf.* Table 5.2. Bien entendu, ce tableau est une approximation grossière de l'effet réel de la composante sur la tâche. En effet, par exemple, une force selon $\overrightarrow{zP}$ (perpendiculairement au plan échographique)

1. Ce travail correspond au chapitre 6 de la thèse d'Anja Marx, à la publication [Marx 2013]

Élément de A	Effort appliqué	Effet principal sur la tâche
a_1	force selon $\overrightarrow{x_P}$	centrage ($I_2 = I_1$)
a_2	force selon $\overrightarrow{y_P}$	rupture/maintien du contact
a_3	force selon $\overrightarrow{z_P}$	visibilité ($I = I_1$)
a_4	moment autour de $(P, \overrightarrow{x_P})$	visibilité ($I = I_1$)
a_5	moment autour de $(P, \overrightarrow{y_P})$	visibilité ($I = I_1$)
a_6	moment autour de $(P, \overrightarrow{z_P})$	centrage ($I_2 = I_1$)

TABLE 5.1 – Analyse de l'effet de chaque composante sur la tâche.

si elle n'est pas associée à une force selon $\overrightarrow{y_p}$ (dans l'axe de la sonde) peut conduire à une rupture du contact. Il en est de même pour le moment autour de l'axe $(P, \overrightarrow{y_P})$.

Cependant, cette première analyse permet de limiter l'étude à 6 modes de commande choisis a priori comme étant les plus pertinents. Les deux premiers modes correspondent au robot transparent (pas de guidage) et au guide complet (6 ddl). Le mode 3 consiste à n'appliquer que les moments, au contraire du mode 4 dans lequel seules les forces sont appliquées (guides à 3 ddl). Les deux derniers modes combinent des forces et des moments. Le mode 5 limite l'assistance à 2 composantes qui permettent d'assurer la visibilité (guide à 2 ddl). Le mode 6 complète ce mode en ajoutant les deux composantes qui permettent de centrer la lésion (guide à 4 ddl). La Table 5.2 résume les composantes sélectionnées pour chaque mode. On peut noter que la composante de force selon $\overrightarrow{y_p}$ est nulle dans le torseur complet, la sélectionner ou non n'a pas d'influence pour le sous-actionnement.

	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6
Mode 1 (transparent)	0	(0)	0	0	0	0
Mode 2 (complet)	1	(1)	1	1	1	1
Mode 3 (moment)	0	(0)	0	1	1	1
Mode 4 (force)	1	(1)	1	0	0	0
Mode 5 (visibilité)	0	(0)	1	1	0	0
Mode 6 (visibilité et centrage)	1	(0)	1	1	0	1

TABLE 5.2 – Modes de sous-actionnement évalués.

Le protocole expérimental est identique à celui présenté Sec.3.3. L'expérience se décompose en deux étapes. Un premier test vise à localiser la lésion tandis qu'un second test nécessite de scanner tout le volume de la lésion.

Les résultats de chaque test sont présentés sur les figures 5.2 et 5.3.

L'analyse statistique des résultats obtenus montre que le mode d'actionnement a une influence significative sur chacun des indicateurs choisis sauf pour le taux de volume scanné.

Deux résultats particulièrement intéressants méritent d'être relevés. Tout d'abord, on observe qu'un guidage même partiel peut avoir un impact positif sur la réalisation de la tâche. En particulier, on peut souligner que le mode 4, qui pourrait être

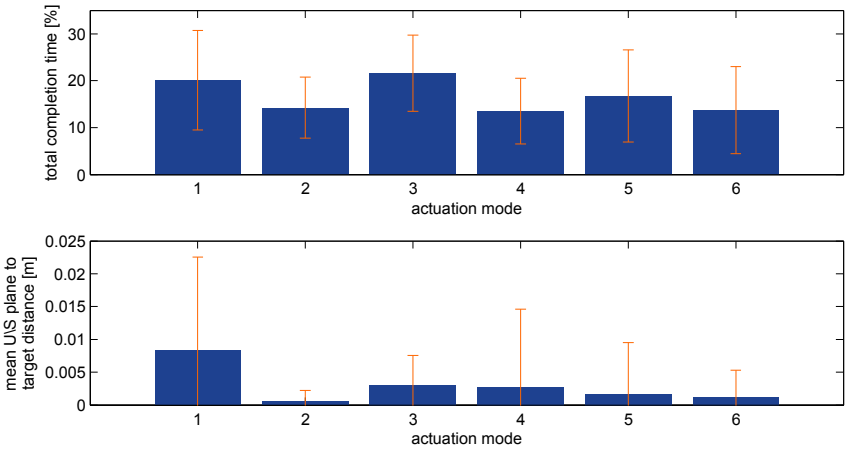


FIGURE 5.2 – Résultats du Test 1

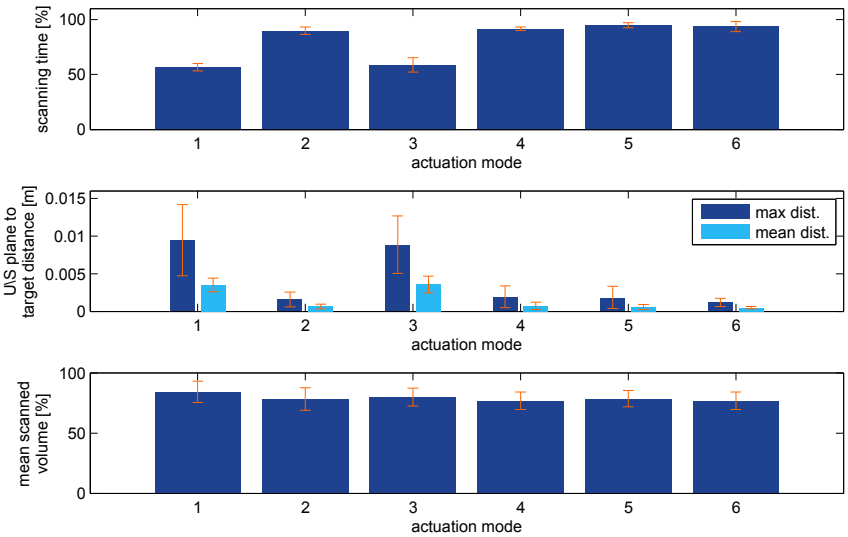


FIGURE 5.3 – Résultats du Test 2

implémenté avec un robot à 3 ddl actionnés plus une rotule de fixation, semble être un bon compromis entre l'efficacité du guide et la complexité du robot.

Ensuite, on observe que le mode 6 (guide à 4 ddl) fournit une meilleure aide que le guide complet (mode 2). La différence entre les deux modes est la transmission ou non du moment autour de l'axe propre de la sonde $(P, \overrightarrow{y_P})$. Ce moment vise principalement à favoriser l'intersection entre le plan échographique et la lésion. Cependant, dès lors que la sonde est inclinée, ce moment doit être couplé avec un moment autour de l'axe $(P, \overrightarrow{z_P})$ pour maintenir le contact entre la sonde et la plaque de compression. Or, selon l'orientation de la sonde, le moment autour de $(P, \overrightarrow{z_P})$ que l'opérateur doit produire pour maintenir le contact peut être opposé à celui généré par le robot pour réaliser la tâche de pointage.

Dans le cas du mode 6, un seul de ces deux moments est généré par le robot. Les couplages semblent alors être plus faciles à gérer.

On peut en outre souligner que les utilisateurs ont unanimement déclaré que le mode 3 (transmission des 3 moments) est particulièrement perturbant. C'est d'ailleurs le seul mode dont les performances sont en partie moins bonnes que le geste non guidé.

Il ressort de cette étude, qu'on ne peut pas limiter la définition du guide à la simple réalisation d'une tâche. Au contraire, il est indispensable de tenir compte aussi des contraintes de l'environnement. Bien sûr, dans cet exemple précis, il aurait été possible de modéliser la contrainte de l'environnement puisque celui-ci est connu, de géométrie simple, et fixe par rapport à la base du robot. Cependant, dans le cas par exemple de contact avec des tissus mous, la modélisation de l'environnement devient bien plus complexe. Le guidage partiel peut alors prendre tout son intérêt.

5.3 Guides par torseur d'effort équivalent [2]

La manipulation d'instrument à travers un orifice (orifice naturel ou trocart) est un enjeu majeur de la chirurgie. C'est le concept de chirurgie mini-invasive, qui permet principalement d'éviter le recours à de larges incisions, traumatisantes.

La communauté robotique s'est beaucoup intéressée, par le passé, à la question de la cinématique de cette manipulation. Ainsi, des robots présentant un centre de rotation déporté (RCM, pour Remote Center of Motion) ont été conçus, [Eldridge 1996, Baumann 1997]. Ils permettent de garantir que l'instrument passe par le RCM, lié à sa base, et ce quelle que soit l'orientation de l'instrument. L'installation du robot demande alors la mise en coïncidence du RCM avec le point d'insertion. D'autres approches consistent à utiliser des robots avec plus de degrés de liberté, certains n'étant pas actionnés ou rendus réversibles, puis de repérer le point d'insertion en cherchant un point fixe dans les mouvements [Ortmaier 2000, Boctor 2004]. Dans d'autres cas, la cinématique est complètement actionnée et la commande assure la compatibilité cinématique avec le point d'insertion, [Michelin 2004, Dalvand 2012],

2. Ce travail correspond au chapitre 4 de la thèse de Cécile Poquet et aux publications [Poquet torterotot 2014a, Vitrani 2016a] voir annexe D

[Vitrani 2007].

Au contraire du problème cinématique, la question de la transmission des efforts à travers un point d'insertion est plus rarement traitée. Les travaux de thèse de Nabil Zemiti ont permis de montrer que, dans le cas d'un système à point fixe à quatre degrés de liberté, le contrôle du torseur complet n'est pas possible et qu'il est délicat, du point de vue de la stabilité, de sélectionner les composantes à asservir [Zemiti 2005].

Dans un scénario de guidage par comanipulation d'un geste mini-invasif, on cherche à générer des contraintes virtuelles distales à partir d'un point d'attache proximal sur un instrument inséré à travers un orifice. En d'autres termes, la question est de savoir quel torseur d'effort $\mathcal{E}_r$ appliquer sur la partie proximale (extérieure) en R de l'instrument pour que l'utilisateur ressente qu'une force $\overrightarrow{F_v}$ donnée est appliquée sur l'extrémité distale (insérée) en V de l'instrument, alors que l'instrument passe par un point d'insertion F, Fig.5.4.

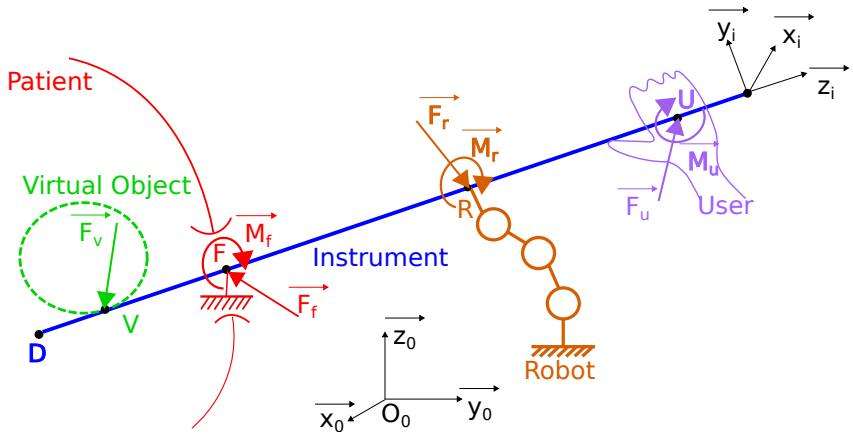


FIGURE 5.4 – Problème de la mise en œuvre de guides virtuels depuis la partie proximale d'un instrument inséré à travers un orifice

Avec un robot à 6 DDL actifs, la réponse est triviale : il suffit de transporter la force distale $\overrightarrow{F_v}$ au point d'attache et de générer le torseur d'effort équivalent :

$$\mathcal{E}_r = \left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{F_v} \\ \overrightarrow{F_v} \wedge \overrightarrow{VR} \end{array} \right\}_R . \tag{5.2}$$

Dans le cadre de la thèse de Cécile Poquet, nous avons proposé de donner l'illusion d'une force appliquée sur la partie distale (insérée) de la sonde échographique avec un robot ne pouvant appliquer que des forces sur la partie proximale (extérieure) de la sonde. La proposition est de générer la force équivalente à celle souhaitée selon le principe du bras de levier autour du point d'insertion :

$$\mathcal{E}_r = \left\{ \begin{array}{c} -\alpha F_{vx}\overrightarrow{x_i} - \alpha F_{vy}\overrightarrow{y_i} + F_{vz}\overrightarrow{z_i} \\ \overrightarrow{0} \end{array} \right\}_R \tag{5.3}$$

Où $\alpha = \dfrac{\overrightarrow{VF}.\overrightarrow{z_i}}{\overrightarrow{FR}.\overrightarrow{z_i}}$ est le bras de levier.

Rien, dans la structure du robot ou dans sa commande, ne garantit que l'instrument passe effectivement par le point d'insertion. La force générée par bras de levier n'est donc équivalente à l'effort souhaité qu'à la condition que l'opérateur et l'environnement réalisent une partie de la tâche : passer par le point d'insertion. Autrement dit, la différence entre la commande (5.2) et la commande (5.3) réside uniquement dans les forces s'appliquant à l'équilibre au niveau du point d'insertion, lesquelles sont gérées par l'utilisateur, en interaction avec l'environnement. Les questions qui se posent sont de savoir si l'utilisateur fait une différence entre ces deux modes de calcul et si les efforts résultants, au niveau du point d'insertion, sont différents.

Pour répondre à ces questions, des expériences ont été menées en comparant cette commande par bras de levier (Eq.(5.3) Lever Wrench Computation) avec la commande exacte (Eq.(5.2) Exact Wrench Computation). Le robot Apollo a été remplacé dans cette étude par un robot Haption Virtuose 6D de façon à pouvoir générer les deux modes de commande. Une tige avec une poignée est attachée à l'effecteur du robot. Un dispositif émulant le patient est constitué d'un tambour fixe auquel un anneau est attaché via 4 ressorts. La tige est insérée à travers cet anneau. Pour mesurer les efforts appliqués sur l'anneau, le tambour est monté sur un capteur d'effort, Fig.5.5. Quatorze sujets naïfs ont été impliqués dans cette étude.

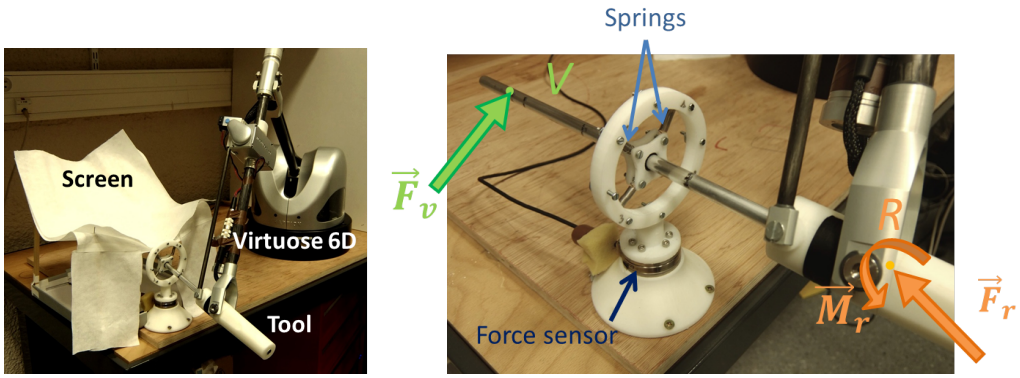


FIGURE 5.5 – Dispositif experimental mis en œuvre pour valider la génération de guides virtuels à travers un orifice

Trois exercices ont été proposés. Le premier (ball sorting out ou BSO) consiste à trier en fonction de leur taille 4 balles virtuelles émulées par le robot. Dans le deuxième exercice (plane sorting out ou PSO) un plan virtuel est émulé par le robot. Quatre raideurs sont proposées à l'utilisateur qui doit trier les plans (de géométries identiques) du plus souple au plus rigide. Enfin les sujets réalisent un exercice de suivi de ligne virtuelle (line following, ou LF). Chaque exercice est exécuté une fois pour chaque commande EWC et LWC de façon aléatoire sans que les sujets ne soient informés qu'il y a deux contrôleurs.

Au début de la séance, il est clairement indiqué au sujet qu'il doit faire particulièrement attention à ne pas appliquer d'effort sur l'anneau qui représente l'anus du patient pendant une séance de biopsie. L'extrémité distale de l'instrument est cachée afin que le sujet se concentre sur les sensations d'effort pour réaliser les exercices.

Les indicateurs retenus pour analyser cette expérience sont :

- la durée t_{total} de chaque exercice ;
- la longueur d'arc spectral (SAL) des trajectoires du point R ;
- les forces maximale F_{max} et moyenne F_{mean} appliquées sur l'anneau ;
- un score σ pour qualifier l'adéquation des réponses dans les exercices de tri (BSO et PSO). Une bonne réponse équivaut à $\sigma = 2$, si le tri est correct à l'exception d'une inversion entre deux éléments consécutifs $\sigma = 1$, s'il y a plusieurs erreurs $\sigma = 0$.
- les distances maximale d_{max} et moyenne d_{mean} entre l'extrémité de l'instrument et la ligne à suivre dans l'exercice LF.

Les valeurs moyennes obtenues pour ces indicateurs et les différents exercices sont représentées sur la Fig.5.6.

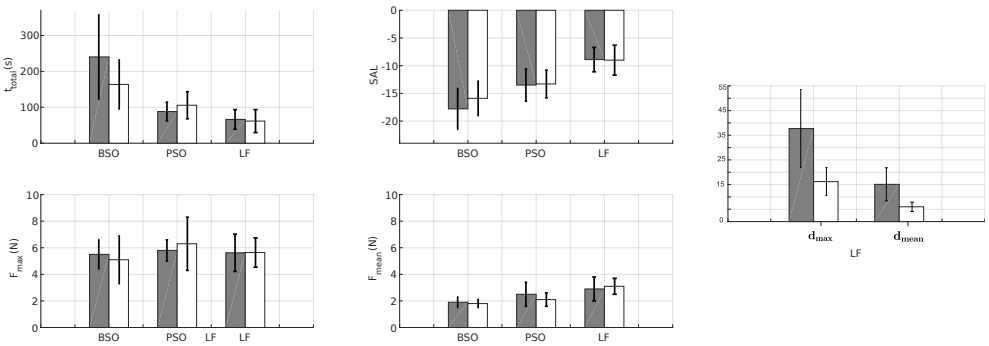


FIGURE 5.6 – Résultats moyens obtenus pour les différents indicateurs pour les trois exercices (gris : LWC ; blanc : EWC). Les segments noirs représentent l'écart type.

La plupart des tests statistiques sur ces indicateurs montrent qu'il n'y a pas de différence significatives entre les deux modes de commande, Table 5.3.

D'un point de vue mathématique cette absence de différence statistiquement significative ne doit pas être interprétée comme la preuve que les deux modes de commande sont équivalents. Ces résultats indiquent plutôt que la différence moyenne entre les modes de commande, s'il y en a une, est trop petite pour être observée à travers ces expériences étant donnée la variabilité inter-sujets. Autrement dit, d'un point de vue pratique, il n'y a pas beaucoup (voire pas du tout) de différence entre les deux approches.

Il est particulièrement intéressant de noter que les efforts appliqués sur l'anneau sont comparables pour les deux modes de commande et restent suffisamment faibles. Les sujets avaient comme objectif de ne pas appliquer d'effort au niveau du point

	BSO	PSO	LF
t_{total}	0.055	0.234	0.591
SAL	0.150	0.845	0.883
F_{max}	0.245	0.530	0.946
F_{mean}	0.408	0.055	0.564
score σ (Test de Wilcoxon)	0.19	0.053	NA
d_{max}	NA	NA	0.0004
d_{mean}	NA	NA	0.0001

TABLE 5.3 – Résultats des tests statistiques (si non précisé : test de Student appariés) pour comparer les performances des deux modes de commande EWC et LMC pour chaque indicateur et chaque exercice.

d'insertion, c'est-à-dire d'éviter les déformations de l'anneau souple par lequel était inséré l'instrument. Un comportement moteur typique pour contrôler la position d'un point malgré des perturbations est d'augmenter l'impédance en ce point dans la direction de la force perturbatrice. On peut donc supposer que les sujets ont opté pour une stratégie de manipulation conduisant à une grande impédance au point F dans le plan perpendiculaire à l'instrument. Ce comportement pourrait expliquer aussi le fait que les sujets n'aient pas perçu de différences entre les modes de commande puisqu'ils auraient alors eux-mêmes appliqué l'effort nécessaire pour rendre les efforts appliqués par le robot compatibles avec la contrainte d'immobilité de point de passage.

Pour l'exercice de suivi de ligne, on note que la précision de la trajectoire de la pointe de l'instrument est meilleure avec le mode de commande exacte EWR et ce de façon statistiquement significative. Dans cet exercice, l'attention des sujets est déplacée au niveau de l'extrémité de l'instrument qui doit suivre précisément une trajectoire donnée. On peut alors supposer que l'utilisateur a tendance à augmenter l'impédance de ce point tout en essayant de maintenir une impédance élevée au niveau du point de passage. On observe d'ailleurs que les forces sur l'anneau sont en moyenne plus élevées dans cet exercice que dans les exercices de palpation.

Nous avons donc ici un autre exemple qui montre qu'un guide partiel ou approché peut fournir des guidages aussi efficaces qu'un guide complet, dès lors que la simplification opérée est compatible avec la façon dont l'utilisateur gère la tâche et les interactions avec l'environnement.

5.4 Guides synergiques [3]

Comme illustré précédemment, la mise en œuvre de guides partiels peut s'accompagner d'instructions données à l'utilisateur (consigne de point de passage) pour que

3. Ce travail correspond au chapitre 7 de la thèse d'Anja Marx, à la publication [Marx 2011a] et au brevet [Marx 2011b]

le guide soit équivalent au guide complet. Dans le cadre de la thèse d'Anja Marx, une préoccupation était de ne pas imposer de stratégie de manipulation à l'opérateur.

Lors d'une opération de recherche de cible avec une sonde échographique, l'opérateur doit contrôler simultanément l'endroit de la surface où il pose la sonde (glissement, ou translation de la sonde) et l'angle de vue (l'orientation du plan autour de l'axe principal du contact). Lorsqu'il dispose d'un guidage partiel, il peut préférer manipuler la sonde avec une prise souple, qui permet à la sonde de se réorienter dans sa main sous l'effet du guidage tout en bloquant les translations (impédance basse en orientation), ou une prise ferme ce qui lui permet d'imposer son orientation tout en laissant glisser le plan vers la cible sous l'effet du guidage (impédance basse dans la direction du glissement).

Mettre en œuvre un guide qui soit compatible avec ces deux types de prise de façon synergique (sans que l'opérateur ne doive préciser la stratégie de manipulation) n'est pas sans poser des problèmes de stabilité si on se place dans un contexte de guidage partiel.

Ainsi, au tout début de la thèse d'Anja Marx, nous avons cherché à réaliser ce guidage avec un robot à 3 ddl capable d'appliquer des forces pures sur la sonde échographique via une rotule passive.

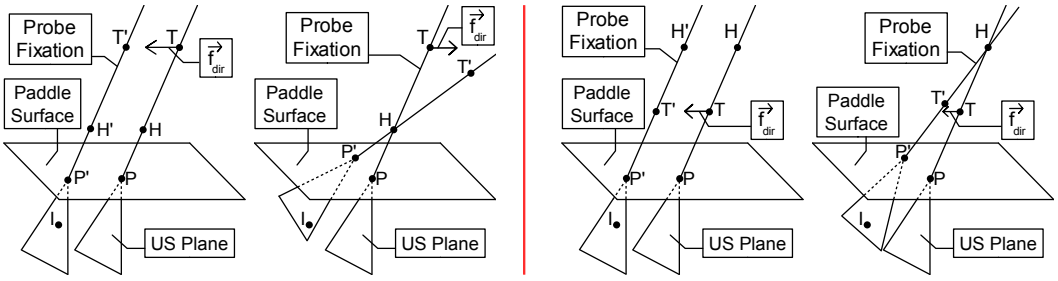


FIGURE 5.7 – Illustration du problème de stabilité : à gauche de la ligne rouge le robot est au dessus de la main, à droite il est en dessous ; dans chaque sous figure, la force qu'il faut appliquer pour aider à viser la cible : à gauche pour une prise en main souple, à droite pour une prise en main ferme.

Cette option de sous-actionnement peut poser un problème de stabilité selon le positionnement relatif de la main de l'opérateur et du point d'application de la force par le robot. Ceci est illustré sur la Figure 5.7. A gauche, l'opérateur saisit la sonde en un point H situé entre le transducteur P et le point d'action du robot R. Pour atteindre une cible I (vers la gauche de la figure), il faut que le robot génère une force :

- vers la gauche dans le cas d'une prise ferme, afin de faire glisser la sonde vers la cible,
- vers la droite dans le cas d'une prise souple, afin de réorienter le plan vers la cible.

La commande du robot change donc de signe selon la stratégie adoptée par

l'opérateur. Autrement dit, si le guide est réglé pour fonctionner avec une stratégie présupposée, il ne fonctionnera pas avec l'autre et conduira même à une instabilité. Ce problème n'apparaît plus si l'opérateur saisit la sonde au dessus du robot, comme illustré Fig.5.7-droite.

Ce simple exemple illustre la notion de ce que nous appelons des guides partiels synergiques. Le propre d'un guidage partiel est de laisser à l'utilisateur le contrôle de certains degrés de liberté. L'utilisateur choisit donc d'adapter son impédance pour conserver le contrôle en position de certaines directions et se laisser guider selon d'autres directions. Une méthode de guidage partiel sera dite synergique si, quelle que soit la stratégie choisie par l'utilisateur pour réaliser le geste, c'est-à-dire quelle que soit son impédance, le comanipulateur apporte une aide stable et efficace.

Revenons à l'expérience de localisation d'une lésion suspecte lors de l'examen échographique d'un sein, décrite au début de ce chapitre. On peut voir, Fig.5.1, que le centre d'application des forces du robot a été placé au dessous de la main, conformément à l'analyse présentée Fig.5.7. C'est parce que cette condition est respectée que nous avons pu expérimenter divers modes de sous actionnement sans nécessairement imposer une stratégie de manipulation à l'utilisateur.

Pour évaluer plus avant la capacité des diverses combinaisons de guides partiels à produire une aide efficace indépendamment de la stratégie de manipulation, nous avons procédé à des expériences complémentaires. Il a été demandé aux utilisateurs de scanner la lésion, ce qui revient à balayer intégralement le volume de la lésion tout en maintenant la lésion visible dans l'image échographique. Il est demandé aux utilisateurs d'employer quatre stratégies de manipulation différentes :

- une stratégie libre pendant 30s (condition mov. 1),
- en ne faisant que des translations sur la plaque de compression pendant 10s (prise en main de la sonde ferme, condition mov. 2),
- en ne faisant que des rotations autour d'un axe perpendiculaire à la plaque de compression pendant 10s (condition mov. 3),
- en ne faisant que des rotations autour de l'intersection entre la plaque de compression et le faisceau ultrasonore pendant 10s (prise main de la sonde souple, condition mov. 4).

Les résultats obtenus sont illustrés sur les 4 graphiques de la Fig.5.8.

Tout d'abord, on voit nettement l'influence des modes d'actionnement sur le pourcentage de temps passé avec la lésion visible pendant l'opération de balayage (valeur idéale : 100%). Comme observé précédemment, le mode 3 est significativement moins performant que les modes 2, 4, 5 et 6, le mode 1 étant la condition de contrôle sans assistance.

Ce qui nous intéresse ici n'est pas de comparer entre eux les modes, mais d'étudier, pour chacun des modes, comment leur efficacité varie en fonction de la stratégie d'exploration imposée à l'utilisateur. L'analyse statistique des données montre que la stratégie de manipulation n'a pas d'influence statistiquement significative sur la plupart des indicateurs, ce qui semblerait indiquer que tous les modes proposés sont également synergiques. Il y a cependant quelques différences statistiquement significatives qui indiquent des tendances différenciées vis-à-vis de ce critère de synergie.

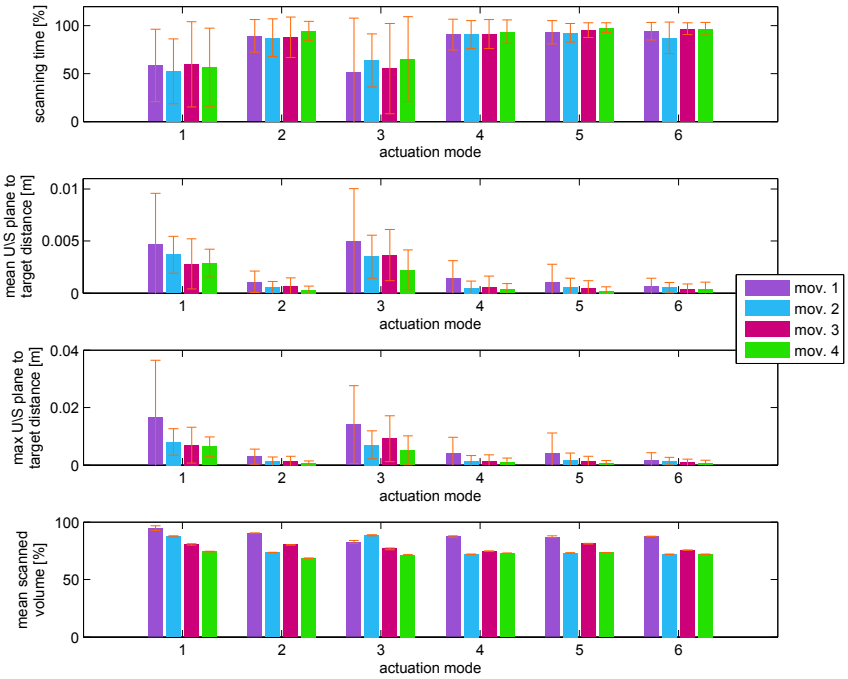


FIGURE 5.8 – Résultats des essais sur le sous-actionnement en fonction de la stratégie de manipulation ; mov 1 : libre ; mov 2 : translations ; mov 3 : rotation autour de la verticale ; mov 4 : rotation autour de la plaque de compression

Le deuxième et le troisième graphiques représentent la distance (moyenne et maximale) entre le centre de la lésion et le plan, qui doit rester petite (mais non nulle du fait du scanning imposé). Pour chacun des modes d'aide partielle, à l'exception du mode 3, il n'y a pas de différence significative observée dans la performance en fonction de la stratégie de manipulation. Pour le mode 3, au contraire, la performance est plus mauvaise dans la stratégie libre que dans les stratégies imposées. Nous pouvons interpréter que le mode 3 est moins synergique, puisque l'utilisateur laissé libre du choix stratégique ne parvient pas à obtenir une bonne performance. Il ne trouve pas facilement une bonne stratégie adaptée à la fois à ses objectifs de tâche et aux indications fournies par le guide. Il a de meilleures performances avec une stratégie imposée.

Ceci est confirmé sur le dernier graphique représentant le pourcentage de volume de la lésion balayé. L'analyse statistique montre que l'exploration du volume de la lésion est systématiquement mieux réalisée (sauf pour le mode 3) lorsque l'opérateur déplace la sonde avec une stratégie de manipulation libre, et ce de façon significative. Ceci nous conduit à penser que, sans instruction, l'utilisateur va choisir une impédance qui soit à la fois compatible avec son objectif (balayer la lésion) et avec les efforts de guidage qu'il ressent. L'intuitivité du guide est alors ici qualifiée par la capacité à adopter, sans instructions particulières, une stratégie compatible avec l'efficacité de l'aide.

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre j'ai présenté le résultat des quelques expériences de comanipulation d'un objet dans un contexte de guidage partiel. Dans ces expériences apparaît l'influence du couplage entre l'impédance émulée par le dispositif robotique et celle qu'adopte l'utilisateur, en fonction de l'objectif de la tâche, des contacts entre l'objet comanipulé et l'environnement, et, dans certains cas, d'instructions qui sont données au sujet.

En l'état, ces résultats restent relativement préliminaires, et les hypothèses qu'ont permis les observations restent des hypothèses. Il conviendra bien sûr à l'avenir de construire des modèles montrant l'interaction de ces impédances et de pousser plus avant des investigations expérimentales, plus ciblées sur cette question, et avec plus de sujets.

Il me semble cependant que la possibilité de réaliser des guides partiels, laissant des degrés de liberté à l'utilisateur, avec des raideurs assez faibles, présente un potentiel d'application intéressant. D'abord, cela permet de concevoir des dispositifs plus simples mécaniquement, moins lourds, moins encombrants et moins coûteux (ce qui est un souci permanent dans un objectif de recherche translationnelle). Ensuite cela permet d'envisager des systèmes de guidage même lorsque la connaissance géométrique sur la tâche n'est pas parfaitement modélisée (peu précise ou incomplète). Pour toutes ces raisons, il me semble qu'un travail de fond sur la notion de guides synergiques doit être entrepris, ce que je propose en perspective dans le chapitre suivant.

Chapitre 6

Conclusion

Sommaire

6.1 Bilan **59**
6.2 Perspectives **60**
6.2.1 Guidage robotique et échographie 60
6.2.2 Comanipulation par couplage des impédances 61

6.1 Bilan

Ce manuscrit décrit les différents aspects de mon activité de recherche autour de l'assistance aux gestes échoguidés.

Tout d'abord, le chapitre 2 présente des méthodes de calibrage et d'étalonnage en intégrant directement les mesures provenant des robots et des images échographiques, sans avoir besoin d'exploiter de capteurs supplémentaires. Il s'est principalement agi d'adapter des méthodes d'optimisation bien connues (Algorithme de Gauss-Newton, ICP) et de vérifier qu'il est possible, dans des applications concrètes, d'obtenir une précision compatible avec le besoin clinique, qu'il s'agisse de localiser une lésion dans le sein, la tête d'un fœtus pendant le travail d'accouchement ou la localisation d'une biopsie dans la prostate.

Dans le chapitre 3 sont résumées les principales contributions portant sur l'assistance robotique à la manipulation d'une sonde échographique en mettant en œuvre les modes de commande suivants :

- un mode libre ;
- un mode bloqué à la fois précis et souple ;
- un mode de guidage vers une cible par application de contraintes virtuelles ;
- un mode de perception augmentée par asservissement visuel.

Du point de vue strict de la commande, la réalisation de ces fonctions est assez simple et s'appuie sur des régulateurs P(I)D. L'évaluation expérimentale de ces fonctions est une part importante de mon travail de recherche (définition des protocoles expérimentaux, analyse statistique). Différents dispositifs ont donc été conçus pour évaluer l'apport d'une assistance robotisée pour la manipulation de sondes échographiques.

Bien sûr au delà de la validation en laboratoire, la confrontation à la réalité clinique est une de mes préoccupations majeures. Le chapitre 4 a permis de présenter

des résultats sur l'analyse de gestes, en amont des recherches, mais aussi sur la validation clinique du robot Apollo.

Enfin, dans le chapitre 5 sont présentées des premières expériences sur la possibilité d'implémenter des aides partielles efficaces. Les résultats obtenus ont mis en avant l'intérêt d'étudier de façon plus approfondie les interactions entre les boucles sensorimotrices de l'opérateur et du robot.

6.2 Perspectives

6.2.1 Guidage robotique et échographie

Dans le domaine du couplage robotique-échographie, mes perspectives de recherche à court et moyen termes se situent dans le prolongement du projet ANR Prosbot ayant conduit à la conception et la validation clinique du système Apollo, en cours d'industrialisation. Nos recherches s'orientent actuellement vers deux questions.

La première s'inscrit dans le cadre de la thérapie focale : plutôt que d'assister le positionnement d'une aiguille de biopsie, on cherche cette fois à placer une aiguille et à la maintenir en place pendant qu'un traitement est appliqué (micro-ondes, laser, cryothérapie, etc.). L'endroit où placer l'aiguille est obtenu par un planning préopératoire. Notre objectif est de procéder au positionnement, dans un premier temps, avec le système Apollo, ce qui conduit, selon les résultats de l'essai clinique et dans le cas de cibles détectées à l'IRM, à une erreur maximale de l'ordre de quelques millimètres (voir l'article en Annexe C). Si l'on veut réduire encore cette erreur, il devient difficile de laisser l'urologue procéder au positionnement fin en mode libre. Notre idée est plutôt de contrôler des mouvements de correction en mode autonome en couplant le robot à l'image échographique 3D et aux algorithmes de recalage proposés par notre partenaire Koelis. De façon séquentielle, les erreurs de positionnement sont calculées et les mouvements correcteurs sont réalisés par le robot. Cette approche, finalement, est voisine de l'asservissement visuel, sur lequel j'ai travaillé lors de ma thèse. Ici, les difficultés viennent du fait que le mouvement réalisé par le robot correspond au mouvement relatif de la sonde (et du porte aiguille qui lui est rigidement lié) par rapport à un repère fixe, mais pas au mouvement relatif du porte aiguille par rapport à la prostate. En d'autres termes, lorsque la sonde est déplacée de quelques millimètres, elle peut, selon les mouvements et les efforts appliqués, soit se déplacer par rapport à la prostate, soit déplacer la prostate, sans mouvement relatif (et donc sans modification du point de traitement focal). Notre travail va donc consister à identifier localement, dans un premier temps, les relations entre les déplacements fins du robot et les déplacements relatifs sonde/prostate. Ces modèles, une fois établis, pourront être exploités dans une boucle de commande séquentielle dont il faudra vérifier les conditions de convergence. Une toute première expérience, réalisée à la fin de la thèse de Cécile Poquet, [Poquet Torterotot 2014b], a montré à la fois la faisabilité de l'entreprise et la nécessité d'intégrer dans la commande une prédiction des glissements relatifs.

La seconde question s'inscrit dans la problématique de génération de guides basés sur l'image. Il s'agit de prolonger les travaux décrits au paragraphe 3.4 pour un système à 1 DDL. On a vu qu'on peut générer des forces dans le plan échographique en estimant la déformation de la prostate et en émulant une raideur. Dans une configuration plus réaliste, il est souhaitable de générer également des forces perpendiculairement à ce plan mais, en temps réel, on ne dispose pas d'images. On pourrait alors utiliser un nouveau modèle pour émuler ces forces, par exemple en s'aidant du dernier recalage 3D effectué et en estimant une déformation et un déplacement de la prostate. Un élément important est qu'ici, il n'est pas forcément nécessaire d'avoir un modèle très précis ou très réaliste (dans le cas 1D, nous avions utilisé un ressort de raideur arbitraire), mais simplement de faire ressentir une tendance à l'urologue. Par exemple, si les mouvements de réorientation de la sonde induisent des forces tangentielles importantes susceptibles de produire un déplacement important de la prostate, il faudra que le robot affiche une force de résistance grande, qui conduira naturellement l'urologue à diminuer la pression de la sonde pour mieux glisser à sa surface.

Ces deux questions sont traitées dans le cadre du projet FUI MIRAS en cours, avec un consortium élargi (nouveaux partenaires cliniques et industriels) par rapport au consortium du projet Prosbot. Dans le même esprit d'une recherche translationnelle, l'objectif est de procéder, après les travaux en laboratoire, à des tests de validations pré-clinique et clinique montrant l'intérêt de ces propositions dans un contexte d'usage réel.

6.2.2 Comanipulation par couplage des impédances

La littérature [Chenguang 2011] et des expériences préliminaires présentées au chapitre 5 laissent penser que la façon dont l'opérateur régule son impédance en fonction de l'environnement et de la tâche influence son intégration des actions du robot. Nous l'avons constaté :

- dans une première application de recherche d'une lésion prélocalisée dans le sein, par balayage d'une sonde échographique sur une plaque de compression. Ici, lorsque le robot engendre des efforts selon des directions correspondant à des efforts transmissibles par le contact sonde-plaque, le sujet est perturbé dans son geste. Notre interprétation est que ceci est lié au fait que le sujet adopte une impédance assez faible dans ces directions pour stabiliser les contacts.
- dans une seconde application de manipulation à travers un orifice. Ici, nous avons été amenés à faire l'hypothèse que le sujet cherche à éviter les déplacements au niveau du point d'insertion en augmentant son impédance en ce point selon les directions latérales. Cette hypothèse permet de simplifier la commande et la conception du robot.

D'autres expériences montrent que la perception et l'effet moteur des forces engendrées par le robot dépend de l'impédance contrôlée par le sujet. Ainsi, l'article [Francoise 2011] décrit une expérience dans laquelle un opérateur doit fraiser un plan avec l'aide d'un comanipulateur appliquant un guide virtuel pour limiter à

une valeur désirée la profondeur de fraisage (l'application visée étant la chirurgie du rachis). Bien que la raideur du mur virtuel soit très grande, l'opérateur distingue mal la contrainte engendrée par le robot pour guider son geste. Il n'est pas nettement plus précis avec le robot que sans aide. On peut expliquer ce résultat par le fait que l'opérateur, pendant cette expérience, doit prendre appui sur la surface pour fraiser et génère donc des efforts importants au niveau du contact, tout en ayant un impératif de précision. Un geste précis avec application d'un effort important est réalisé par le sujet avec une co-contraction des muscles du bras, d'où résulte une grande impédance, et une difficulté à percevoir la force générée par le robot. Pourtant, d'autres expériences ont montré que le même guide, avec la même rigidité, pour la même tâche, pouvait apporter une aide significative en terme de précision, lorsqu'il est couplé à un guide visuel [Francoise 2013]. En effet, la précision du geste obtenue grâce à guidage multimodal "vision+force" (en couplant un système de navigation et le robot) est très nettement meilleure que celle qu'on obtient par un guidage "force seule". Notre interprétation est que, si le sujet n'a pas une très bonne capacité à percevoir le guide par la force seule puisqu'il est en haute impédance, il est en revanche possible que, lorsque la perception de la profondeur est assurée par vision, le sujet relâche la force d'appui quand il voit qu'il atteint la profondeur limite autorisée pour le fraisage, réduisant ainsi son impédance et permettant que la force du guide virtuel agisse comme une aide motrice significative. On voit, là encore, qu'il devient important de considérer l'interaction entre les boucles sensorimotrices du sujet et celles du robot.

Toutes ces observations attestent de phénomènes de couplage entre l'impédance de l'opérateur, qui tient compte de l'environnement et de la tâche à accomplir, et l'impédance du robot qui cherche à contraindre l'opérateur. Les résultats de ces expériences poussent à remettre en cause l'idée d'un guidage par l'application d'impédances définies strictement à partir de la solution géométrique de la tâche (impédance nulle en zone libre/impédance infinie en zone limitée). Une étude plus approfondie des interactions entre l'impédance de l'opérateur et celle du système de guidage doit permettre de déduire de meilleures méthodes de conception et de commande en comanipulation. Deux objectifs me paraissent devoir être poursuivis :

- Une meilleure compréhension de la régulation de l'impédance d'un opérateur lors de la manipulation d'un outil sous contrainte (au contact). Il s'agit ici principalement d'étendre les travaux basés sur l'analyse de tâche à 2 dimensions. En particulier, l'influence des moments et des contraintes en orientation est peu étudiée.
- Une analyse des couplages entre l'impédance du robot et celle de l'opérateur. On souhaite commander les dispositifs en exploitant mieux les capacités de l'opérateur à réguler son impédance. On pourrait par exemple moduler les impédances du robot en projetant les guides à travers des modèles de l'opérateur et non plus seulement sur la solution géométrique de la tâche.

Une retombée pourrait être le développement de dispositifs plus efficaces tout en étant plus simples que ceux utilisés aujourd'hui. On pourrait limiter le nombre d'actionneurs en proposant des aides partielles en généralisant des principes évoqués

dans ce manuscrit.

Les résultats attendus pourraient aussi permettre de limiter la raideur du dispositif en fonction des caractéristiques de l'environnement, des efforts et de la précision nécessaires à la réalisation de la tâche.

On voit finalement que le concept de comanipulation offre une multitude de modalités interactives qui vont au-delà du concept initial de guides virtuels rigides. Toutes ces nouvelles pistes permettront de concevoir des dispositifs d'assistance toujours plus efficaces et intuitifs, tout en conservant les caractéristiques nécessaires à une utilisation simple et une appropriation naturelle par le praticien.

Annexe A

Article TMECH 2015

An Endorectal Ultrasound Probe Comanipulator With Hybrid Actuation Combining Brakes and Motors
Poquet Torterotot, C. and Mozer, P. and Vitrani, M.-A., and Morel, G.
IEEE/ASME Trans. on Mechatronics – 20(1)186-196 – 2015

An Endorectal Ultrasound Probe Comanipulator With Hybrid Actuation Combining Brakes and Motors

Cécile Poquet, Pierre Mozer, Marie-Aude Vitrani, and Guillaume Morel

***Abstract*—A robotic device, aimed at assisting a urologist in positioning an endorectal ultrasound probe to perform prostate biopsies, is presented. The proposed system is a comanipulator that holds the probe simultaneously with the urologist. This robot supports two modes of operation: the free mode, where the entire movement control is left to the urologist when he/she positions the probe with respect to the prostate thanks to the feedback provided by the ultrasound images; the locked mode, where the robot's role is to precisely maintain the targeted biopsy site at a given location, while the urologist can insert a needle through a guide mounted on the probe and proceed to biopsy. The device combines three brakes and three motors. This allows both transparent comanipulation in the free mode with six degrees of freedom liberated and stabilization of the probe in the locked mode. At the control level, a main challenge in the locked mode raises from antagonistic constraints: the needle placement shall be precise in spite of unknown external forces due to the contact between the probe and the rectum; the robot apparent impedance shall be low due to security constraints. This is solved by an inner low stiffness controller and an outer slow integration for canceling steady-state errors. Both *in vitro* and *in cadavero* experimental results show the efficiency of the system in the two modes of operation.**

***Index Terms*—Medical robotics, robot control.**

I. Introduction

IN 2013, more than 230 000 new prostate cancer cases have been detected in the USA, thanks to the hundreds of thousands of biopsy procedures [1]. Prostate biopsy is indeed the medical examination used to diagnose a prostate cancer. It consists of sampling the prostate tissue using a biopsy needle.

An examination includes 12 samples equally distributed across the prostate volume. A major technical difficulty arises from the desired precision for the needle placement, which typically reaches a few millimeters [2], [3]. Achieving such a precision is difficult because the prostate has a variable volume, experiences large displacements (up to 1 cm), and significantly deforms [4], [5]. Meanwhile, obtaining a high precision and control of the 3-D needle placement constitutes a major medical issue for the prostate biopsy procedure. Indeed, it may lead to obtaining a fine 3-D map of cancerous regions in the prostate which is required for allowing the development of local therapy instead of total prostate ablation, which is the most common treatment of prostate cancer today. Prostatectomy induces a high rate of side effects, such as incontinence and is more and more considered as an unnecessary surgery for a number of patients, accounting for the very slow development of certain cancers. The broad development of local therapy (namely by creating a necrose in a small region of the prostate) will be possible only when the biopsy procedure precision will have significantly increased as compared to current practice. Note also that placing a needle in a prostate with high precision is required for brachytherapy, which consists of inserting radioactive seeds through a needle across the prostate volume in order to irradiate the cancerous tissue.

Because of its crucial importance in terms of public health, robotic assistance to needle placement in the prostate has been the object of interest for the robotics community in the past years. A recent exhaustive overview of these systems can be found in [6].

Imagery is a first feature that can be used to classify the systems proposed across the literature. Since the prostate deforms and moves during a needle placement procedure, it is required to monitor the needle placement using intraoperative imaging. Throughout the literature, authors propose to use ultrasound imaging (USI) [6]–[8], MRI [9]–[11], or CT Scan [12]. USI provides either 2-D planar images in real time or 3-D images at a few seconds rate. Two-dimensional USI is often coupled with a stepper: thanks to successive incremental penetration movements of the probe, a series of parallel cross-sections are acquired and assembled to provide a 3-D image [7], [8], [13]–[16]. USI is largely available in urologist consulting rooms at a reasonable cost. MRI or CT scan imaging provide better images at a higher cost and lower frequency. MRI also imposes drastic constraints on the design of the robot due to magnetic compatibility [9], [11] and CT scan brings problems due to irradiation doses for both the urologist and the patient. In order to be compatible with the medico–economic constraints of the biopsy procedure and in accordance with the most common practice across urologists worldwide, our system, called Apollo, exploits an endorectal ultrasound imaging.

Manuscript received August 5, 2013; revised December 11, 2013; accepted February 14, 2014. Date of publication April 21, 2014; date of current version October 3, 2014. Recommended by Technical Editor E. Richer. This work was supported by French state funds managed by the ANR within the Invesissements d'Avenir Program (Labex CAMI) under Reference ANR-11-LABX-0004 and through the PORSBOT Project under Reference ANR-11-TECS-0017. This work was presented in part at the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Tokyo, Japan, November 3–8, 2013.

C. Poquet, M.-A. Vitrani, and G. Morel are with the Sorbonne Universités, UPMC University Paris 06, UMR 7222, ISIR, F-75005 Paris, France, and CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005 Paris, France, and also with the INSERM, U1150, Agathe-ISIR, F-75005 Paris, France (e-mail: poquet@isir.upmc.fr; marie-aude.vitrani@upmc.fr; guillaume.morel@upmc.fr).

P. Mozer is with the Sorbonne Universités, UPMC University Paris 06, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France, and CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005 Paris, France and with the INSERM, U1150, Agathe-ISIR, F-75005 Paris, France, and also with the AP-HP, Hôpital de la Pitié Salpêtrière, Service d'Urologie, F-75013 Paris, France (e-mail: mozer@isir.upmc.fr).

Color versions of one or more of the figures in this paper are available online at http://ieeexplore.ieee.org.

Digital Object Identifier 10.1109/TMECH.2014.2314859

1083-4435 © 2014 IEEE. Personal use is permitted, but republication/redistribution requires IEEE permission.
See http://www.ieee.org/publications_standards/publications/rights/index.html for more information.

Robotic systems found in the literature can also be classified by the needle access: needles can be placed in the prostate either through transperineal access, [6], [12]–[18], or through transrectal access, [19], [20]. In the clinical conventional practice, for a biopsy procedure, a transrectal access is exclusively adopted. The patient is placed in a lateral decubitus or lithotomy position and a local anesthesia of the rectal region is performed. He is awake, and thus, he may move during the procedure. Endorectal needle placement is usually associated with endorectal ultrasound imaging: the needle guide is attached to the USI probe and both are inserted simultaneously in the rectum. As a result, the needle position is known in the probe image frame. Prior to its insertion, it can be visualized by a straight line on the screen displaying the image. Transperineal needle placement is generally used for brachytherapy, with a patient placed in the lithotomy position. Some authors also suggest to use transperineal access for biopsies [11], but the procedure is slower and requires total anesthesia, which does not seem compatible with the medico–economic constraints. Apollo exploits a transrectal access for the needle, through a guide attached to the USI probe, because it is compatible with the current practice and simplifies the robot design without adding constraints due to imagery.

The robot kinematics is the third factor distinguishing the existing robots that assist the placement of a needle in the prostate. The number of degrees of freedom (DoF) required to place the tip of a needle at an arbitrary position with an arbitrary needle axis orientation is 5 and not 6, since the rotation of the needle around its penetration axis does not affect the tip position nor the axis orientation. Some authors use six active DoF, the actuation of the rotation around the needle axis being used to improve the needle penetration through the perineum, [6]. For robots manipulating an endorectal USI probe, like Apollo, the anus plays the role of a 2-DoF kinematic constraint. Only 4-DoF are to be used: three rotations around the penetration point and one translation along the penetration axis. This has led to the design of robots exhibiting a remote center of motion [14]. A clear benefit of this approach is that only four actuated DoF are required, which participates to reducing the cost. A major drawback is that, prior to operation, a setup phase is required to place the remote center of motion, which is fixed with respect to the robot base, and must coincide with the patient's anus. Moreover, in a study where the endorectal USI probe displacements during clinical practice have been monitored, it has been observed that the anatomical constraint is not perfectly respected during manual operation [21]. Due to other geometrical constraints (from anatomy and from needle guide placement that should leave an easy access to the urologist), it seems to be useful to produce small movements that do not strictly leave the entry point at a fixed position. For these reasons, Apollo possesses six DoF in such a way that its placement with respect to the patient's anatomy is not imposed, and the urologist can slightly displace the anus when required for an optimal probe placement.

Finally, the last criteria for classifying the literature is the degree of automation. Some devices are fully automated: the robot is registered with respect to the prostate, the needle desired localization is given by a preoperative planning and the robot autonomously places the needle [15]. This is of particular interest for devices guided by CT scan images, since the urologist can stand far away from the CT scanner, reducing the exposure to irradiations. Some devices are comanipulators, in the sense that the gesture control is shared by the robot and the urologist. The most frequent scenario for this approach involves the robot placing the needle guide and the needle itself being placed by the urologist [8], [14], [19].

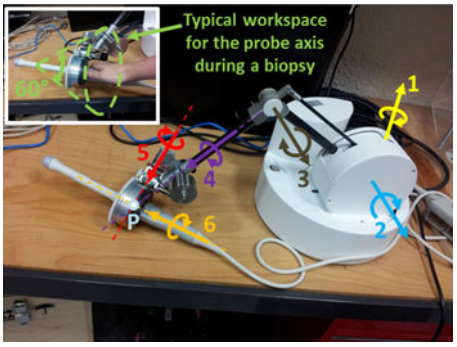


Fig. 1. General view of the proposed probe comanipulator.

Apollo, which is described in more detail in Section II, fits in the category of comanipulators, although it differs from the existing systems by the functions is provides. Instead of separating between robotic autonomous probe placement and human needle placement, it lets the urologist positioning the probe. This choice is motivated by the difficulty of planning a trajectory for the probe positioning when accounting for prostate deformations and displacements, eventual movements from the patient, anus, and rectum anatomical constraints, etc. Apollo is thus offering a *free mode*, where it leaves the probe motion as free as possible (see Section III). This allows for manually positioning the probe under USI guidance. Then, Apollo provides a second function: the *locked mode*, during which the urologist has his/her hands free to perform the needle placement and the biopsy. Here, it is desired that the robot maintains precisely the target position, while preserving the patient's safety. This is antagonistic in the context of robot control: usually precision is achieved thanks to a high stiffness while safety, for a robot in contact with a human, requires a low impedance. The locked mode is presented, together with *in-vitro* experiments, in Section IV. Two cadaver experiments are also reported in Section V, confirming the performances observed during *in-vitro* experiments.

II. Proposed System

A. Apollo's Kinematics

A picture of Apollo is given in Fig. 1. As justified in Section I, it exhibits 6-DOF to be compatible with all the required probe movements while avoiding to constrain its placement with respect to the patient. While the robot base is placed at an approximate distance of 40 cm from the entry point, on the examination table, it allows the probe to cover the required workspace. This workspace was determined from clinical data recorded during 78 prostate biopsy procedures, see [21]. It can be modeled by a cone, whose origin coincides with the anatomical entry point, and whose angle is typically 60° (see Fig. 1, upper left corner).

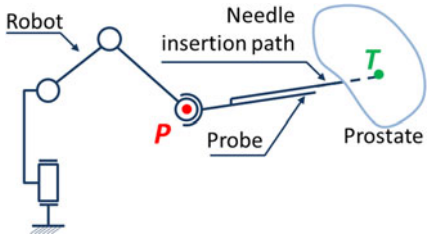


Fig. 2. Apollo's kinematics.

TABLE I
DENAVIT AND HARTENBERG PARAMETERS OF THE COMANIPULATOR

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	$-\pi/2$	0	0	θ_2
3	0	0.25 m	0	θ_3
4	$\pi/2$	0	0.3 m	θ_4
5	$-\pi/4$	0	0	θ_5
6	$\pi/2$	0	0	θ_6

Apollo is made of six pivot joints serially assembled according to a conventional anthropomorphic geometry: the three first joints form the shoulder and the elbow while the wrist is composed of the three last joints, whose axes coincide at Point P (see Fig. 1). The kinametics is sketched in Fig. 2, where Point P is the wrist center while Point T is the biopsy target location, whose location is known in the robot end-effector frame. Note that Point P position with respect to the robot base only depends on the three first joint positions, which are measured thanks to encoders, while Point T position also depends on the wrist joint positions, which are measured thanks to high resolution potentiometers. Kinematic models mapping joint positions into Point P or Point T positions follows directly from the Denavit and Hartenberg parameters given in Table I, [22].

The last pivot axis is designed in such a way that it leaves a 8-cm diameter cylindrical hole whose axis coincides with the rotational axis. Therefore, an interface part can be designed to adapt to any specific probe shape and to connect to the robot end-effector in such a way that the probe insertion axis coincides with the robot's joint six axis. This part is fixed on the probe and can be placed into the robot end effector thanks to a mechanical connector involving magnets (see Fig. 3).

B. Actuation

In order to obtain the locked mode, the system must be actuated. Since there is no need for active motion, a first guess solution is to mount brakes on all the six robot's joints. However, this would require an infinite stiffness for both the brakes and the robot structure. Indeed, once the urologist has positioned the probe at a desired location and sets up the locked mode, he/she releases the probe handle to manipulate the needle and the biopsied tissues. Then, all the external forces that the urologist was compensating for in the free mode, namely the probe weight and the interaction wrench applied to the patient through the probe, act as disturbances for the robot when he/she releases the probe. If the robot's stiffness with the brakes on is not infinite, this will lead to a displacement of the targeted site.

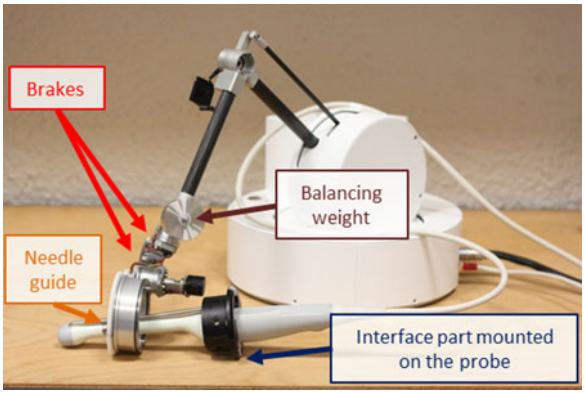


Fig. 3. View of the interface part used to mount the probe. It allows a 340° rotation of the probe around its axis. A hole is left to insert the biopsy needle guide.

Achieving a very high stiffness for both the robot structure and the brakes can be done only by increasing the robot weight and the brakes power. Altogether, this would be detrimental to the robot's lightness (or *transparency*), which is crucial for the free mode.

In order to maintain a high transparency (low friction, low weight, and low inertia) for the robot's free mode, while being able to keep the biopsy target at a precise location despite unknown disturbances in the locked mode, a hybrid actuation system is chosen.

1) For the three wrist joints, small electromagnetic brakes are installed (Kebco 01.P1.300). The control of the brakes is binary: the brakes are either blocked (ON), which corresponds to the unpowered state, or free (OFF), which corresponds to powered state. Therefore, in case of a loss of power, the wrist will be freezed to its configuration. Brakes provide a null torque when they are OFF. When they are ON, they exhibit a high resistive torque with a low mass.
2) To be able to compensate for the possible displacements due to external forces, electric motors (Maxon RE35) are mounted on the three first joints. In order to maintain a high transparency in the free mode,the following are employed.
   a) The motors are placed near the robot base, in such a way that their mass does not significantly affect the robot's inertia.
   b) A cable transmission is used to limit joint friction.
   c) Load springs are mounted on joints 2 and 3 to compensate for the robot weight.

In the low-level electronics, a current loop allows controlling the motor torque. The control input for the three first joints' motors is the current i_i, $i \in \{1 \cdots 3\}$, which corresponds to a joint torque τ_i up to a scalar factor k_{τ_i} accounting for the motor torque constant and the transmission ratio

$$\tau_i = k_{\tau_i} i_i, \quad i \in \{1 \cdots 3\}. \tag{1}$$

In the following, the torque is considered as the control input for the three first joints' motors, knowing that the corresponding input current can be computed thanks to (1).

TABLE II
ACTUATION DATA

Joint	Actuator	Transmission	Ratio	Max. torque
1	motor	cable	21.6	3.4 Nm
2	motor	cable	14.9	2.4 Nm
3	motor	cable	14.8	2.3 Nm
4	brake	direct	1	0.4 Nm
5	brake	direct	1	0.4 Nm
6	brake	gear	4.5	1.8 Nm

The robot was manufactured by the French company Haption, [23], and exploits the Haption technology dedicated to high forces haptic interfaces for the three first joints. All the characteristics of the actuation system are summarized in Table II.

III. FREE MODE

A. Control

The computation of the torques for the free mode is primarily based on the kinematic model

$$\begin{pmatrix} \mathbf{v}_{6/0}(P) \\ \omega_{6/0} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{J}_{v1,P} & \mathbf{0} \\ \mathbf{J}_{\omega 1} & \mathbf{J}_{\omega 2} \end{pmatrix}}_{\mathbf{J}_P} \dot{\mathbf{q}} \tag{2}$$

where $\mathbf{v}_{a/b}(N)$ stands for the velocity of a point N produced in the motion of frame $\mathscr{F}_a$ with respect to frame $\mathscr{F}_b$, $\omega_{a/b}$ stands for the rotational velocity of frame $\mathscr{F}_a$ with respect to frame $\mathscr{F}_b$, $\dot{\mathbf{q}} = [\,\dot{\theta}_1 \cdots \dot{\theta}_6\,]^{\mathrm{T}}$ is the joint velocity vector, $\mathbf{J}_P$ is the 6×6 robot jacobian matrix at Point P and $\mathbf{J}_{v1,P}$, $\mathbf{J}_{\omega 1}$ and $\mathbf{J}_{\omega 2}$ are 3×3 jacobian submatrices. Note that the upper right null submatrix indicates that the three last joint movements do not affect the velocity of Point P, which is the points where the wrist axes intersect.

In the rest of the paper, we will assume full rank for $\mathbf{J}_P$ (and thus for $\mathbf{J}_{v1,P}$, $\mathbf{J}_{\omega 1}$ and $\mathbf{J}_{\omega 2}$), which is practically guaranteed in the prototype due to joint physical limits that leave kinematic singularities out of the workspace.

Due to kinemato-static duality, the transpose of the Jacobian matrix defined in (2) can be used to map an external wrench applied to the environment through the end-effector into the vector of joint torques $\tau = [\,\tau_1 \cdots \tau_6\,]^T$:

$$\tau = \begin{pmatrix} [\tau_1 \;\; \tau_2 \;\; \tau_3]^T \\ [\tau_4 \;\; \tau_5 \;\; \tau_6]^T \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{J}_{v1,P}^T & \mathbf{J}_{\omega 1}^T \\ \mathbf{0} & \mathbf{J}_{\omega 2}^T \end{pmatrix}}_{\mathbf{J}_P^T} \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{6\to\mathrm{ext}} \\ \mathbf{6}_{\to\mathrm{ext}}(P) \end{pmatrix} \tag{3}$$

where $\mathbf{f}_{6\to\mathrm{ext}}$ is the force applied by the robot end-effector on the environment and $\mathbf{m}_{6\to\mathrm{ext}}(P)$ is the moment applied by the robot end-effector on the environment at Point P. In the free mode, the brakes being OFF, the joint torques τ_4 to τ_6 are null. Therefore, from the second line of Eq. (3), it can be seen that the exerted wrench has a null moment at Point P: $\mathbf{m}_{6\to\mathrm{ext}}(P) = \mathbf{0}$. In other words, Eq. (3) simplifies to

$$(\,\tau_1 \quad \tau_2 \quad \tau_3\,)^T = \mathbf{J}_{v1,P}^T \mathbf{f}_{6\to\mathrm{ext}}. \tag{4}$$

The robot links weight is balanced by counterweights and springs in such a way that there is no need for compensation of the robot weight by the actuators. Compensating for the probes weight is desirable in both modes:

1) in the free mode, it will ease the comanipulation as the user would not have to carry the probe weight.
2) in the locked mode, gravity compensation will limit the effect of the total external disturbance, which consists of the sum of the weight (known, then compensable) and the probe-rectum interaction force (a priori unknown).

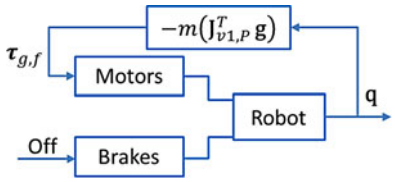


Fig. 4. FMC scheme.

The external wrench applied to the probe and its interface at Point P, due to gravity is

$$\begin{pmatrix} \mathbf{f}_{g\to 6} \\ \mathbf{m}_{g\to 6}(P) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m\mathbf{g} \\ m\mathbf{d}_{PG} \times \mathbf{g} \end{pmatrix} \tag{5}$$

where m and G are the mass and the center of gravity of the probe and its interface, respectively, $\mathbf{g}$ is the gravitational field vector, and $\mathbf{d}_{PG}$ is the vector from P to G. Balancing experiments lead to identify $m = 0.5$ kg and $\mathbf{d}_{PG} = -d\mathbf{z}_6$, where $d = 9$ mm and $\mathbf{z}_6$ is the unit vector parallel to the probe penetration axis, directed towards the prostate.

Compensating for gravity in the free mode straightforwardly derives from (4) and (5)

$$\tau_{g,f} = (\,\tau_1 \quad \tau_2 \quad \tau_3\,)^T = -m\mathbf{J}_{v1,P}^T \mathbf{g}. \tag{6}$$

This controller is referred in the next as free mode control (FMC) and is depicted in Fig. 4.

B. Experimental Evaluation

In the free mode, Apollo's design and control are aimed at minimizing forces applied to the US probe, in such a way that the urologist does not feel any resistance when moving the probe. This property, namely the ability of a comanipulated robot to not resist to any users motor intention, is called transparency. A perfectly transparent robot would apply an exactly null force to the probe, whatever the motion imposed to the probe by the urologist. Of course, this is impossible, due to even small joint friction, links and motors inertia, and robot bandwidth limitation. As a consequence, from the user side, moving the probe may become uneasy in the free mode. The movements can be altered as compared to natural movements [24] and this may result in a lack of manipulability when pointing a biopsy target site. Therefore, it is important to evaluate Apollo's transparency in order to ensure that, during practical practice, the manipulation of the probe by the urologist to place the needle guide will not be disturbed.

In order to evaluate Apollo's transparency, it is thus required to perform probe positioning tasks with and without the robot connected to the probe and to compare the motion characteristics. To this aim, an *in-vitro* experiment has been set up. It

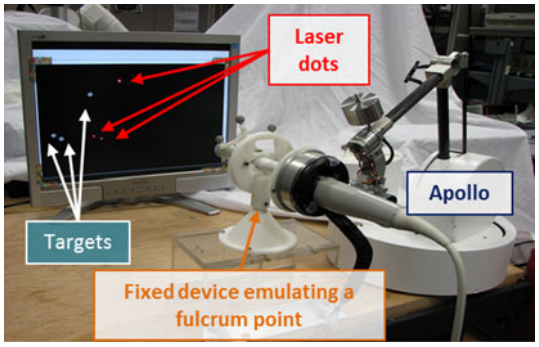


Fig. 5. Experimental setup used to evaluate Apollo's transparency.

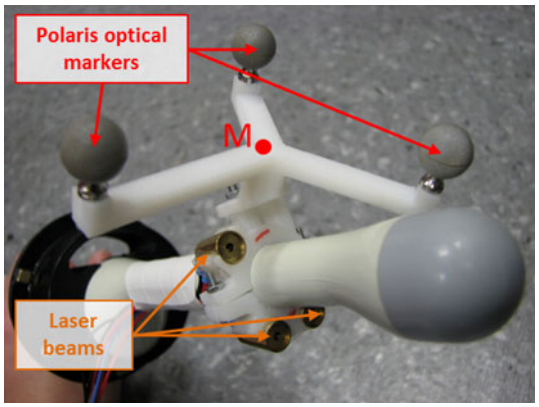


Fig. 6. Distal part of the probe equipped with laser beams and a Polaris target.

reproduces the geometry of a real examination: the movements that the subjects have to realize with the probe are similar to those of an urologist performing prostate biopsies. They require a control of the four DoF (three orientations + one penetration along the probe axis).

Each subject has to perform repeated pointing tasks with the probe passing through a fixed orifice figuring a patients anus (see Fig. 5). One, thus, can compare how subjects execute a sequence of several movements of the probe under visual guidance when the probe is either connected to Apollo under FMC or not connected to any device.

The probe distal part has been equipped with three laser pointers which beams diverge and do not feature any geometrical particularity (no parallelism, nor intersection) as illustrated on Fig. 6. When the beams are on, they project three dots on a fixed screen. As the probe passes through a hole which is attached to the table, one unique position and orientation of the probe corresponds to a given position for the three laser dots on the screen.

The subjects have been asked to perform pointing tasks. They were presented with an image made of three white dots on a black background (see Fig. 5). Once they had managed to place each of the laser dots in its target, another image (thus, another set of targets) was displayed. A set of six images has been used repeatedly.

In order to avoid any learning effect, the subjects were asked to perform the pointing task endlessly. Once the time needed to perform the task for one set of six images was stable, the initial

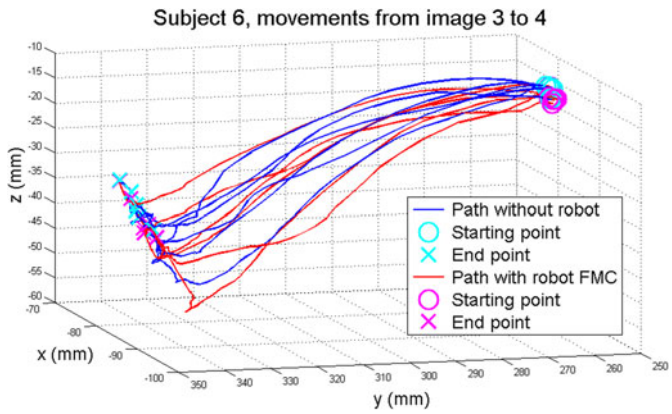


Fig. 7. Trajectories of point M recorded between Images 3 and 4 for Subject 6, with and without Apollo connected to the probe.

learning phase was considered to have reached its end and the experiment itself began.

The subjects had to perform the pointing task six times on the set six of images under each of the following conditions:

1) without Apollo: holding the probe with their hand, the probe not being mounted on the robot.
2) with Apollo: holding the probe with their hand, the probe being mounted on the robot under FMC.

These two conditions were presented to each subjects in a random order. Twelve nave subjects have been involved in this experiment, all of them male, aged 21 to 30, without experience in prostate needle placement.

To measure the probe position independently from the presence of the robot, a stereoscopic localization system was used (Polaris, NDI, Canada). Two Polaris optical targets were designed: one is fixed to the probe distal part (see Fig. 6), the other is attached to the robot base as a reference. This allows to measure and record the position $\mathbf{x}_M$ of a point M attached to the optical target mounted on the probe with respect to the frame defined by the optical target mounted on the robot base.

C. Results

As a typical example, Fig. 7 shows the trajectories recorded for Point M when a given subject was moving from the position where the three laser dots match the three targets of Image 3 to reach the position where the three laser dots match the three targets of Image 4. It can be observed that the trajectories are similar, exhibiting a first phase where the subject essentially adjusts the orientation (and thus, Point M essentially describes an arc) and a second phase where the depth is mainly controlled (and thus, Point M mostly follows a straight line). This seems to indicate a lack of influence of the presence of Apollo in the movements.

In order to quantitatively compare the subjects' performance during the positioning task under the two conditions, two indicators were selected:

1) the task duration t_d, which is the time it takes for a given subject under a given condition to place the laser dots on each of the six images constituting an image set.

TABLE III
SUMMARY OF THE DATA EXTRACTED DURING POINTING TASKS

	Average time by image set (in s)		Average SAL by image set	
	Without Apollo	With Apollo in FMC	Without Apollo	With Apollo in FMC
Subject 1	16.2	27.5	-9.96	-11.54
Subject 2	19.4	23.3	-10.02	-11.08
Subject 3	26.0	24.0	-12.60	-13.94
Subject 4	22.6	19.8	-10.96	-9.28
Subject 5	30.9	29.6	-13.53	-11.85
Subject 6	25.8	26.9	-9.63	-9.62
Subject 7	25.4	25.9	-12.97	-11.07
Subject 8	24.2	25.7	-14.42	-12.77
Subject 9	17.1	21.0	-9.37	-8.11
Subject 10	21.5	21.4	-10.97	-10.88
Subject 11	25.2	25.7	-9.80	-9.80
Subject 12	27.5	29.6	-12.42	-11.53
Average	23.5	25.0	-11.39	-10.96

2) the spectral arc length (SAL) of the trajectories for Point M as defined in [25]; SAL is the opposite of the length along the spectral curve of a movement; not only it is an image of the complexity of the movement Fourier magnitude spectrum, but it is also dimensionless and independent of the movement magnitude and duration; its value is negative; the closer it is from zero, the simpler the movement Fourier spectrum is and, thus, the smoother the movement is.

Note that the precision of the task by itself is imposed since a new image is presented to the subject only when he/she has properly positioned each if the three laser spots on each of the three screen targets for a given image. Therefore, the task duration is an indirect measurement for the precision as well.

Table III presents the task duration t_d and the SAL, averaged across the six trials, for each subject and condition. Comparing the mean values (and variances) of these two indicators for each condition does not allow drawing any conclusion by itself. It needs to be completed by, e.g., a student t-test. This is a statistical test that evaluates whether a difference experimentally observed between two groups of measured values (with a little number of measures) is statistically significant or not. Two student t-tests were performed on the full set of data (six measures by subject and by condition, thus two groups of 72 values for each test) to assess the effect of Apollo on the task completion time and on the movements smoothness during a pointing task. The p-values are, respectively, 0.0690 and 0.0796. Note that in general, in the literature of human motion analysis, a difference between observed mean values is said to be statistically significant when the p-value is smaller than 0.05.

D. Discussion

Table III shows that the measured average indicators are almost the same for the two conditions, leading to the conclusion that Apollo is appropriately transparent. More precisely:

1) The task completion time is, in average, 1.5 s higher with the robot than without; this is negligible in the clinical context as a prostate biopsy examination typically lasts 20 to 30 min.
2) In average, the SAL differs only by 0.43 between the two conditions. The movement is slightly smoother when Apollo is holding the probe and performing gravity compensation, but the indicator means are very close in the two conditions.

A statistical analysis of significance through the student t-test shows that for the two indicators, p-values are larger than 0.05. This can be interpreted in two ways: either there is really a difference between the mean indicator values, according to the measured average in Table III, but this difference is so small as compared to the indicator variances that it can be finely estimated only through a larger number of experiments; or there is no difference, which again would require more experiments to be statistically proven.

In any cases, the series of experiments conducted with 12 subjects allows to conclude that in practice, Apollo configured in the free mode does not affect the gesture smoothness or duration in such a way that it could impact the clinical practice. In other words, Apollo is transparent enough in the free mode for the targeted application.

TABLE IV
THE THREE CONTROLLERS PROPOSED FOR THE LOCKED MODE DIFFER IN THE EQUIPMENT THEY REQUIRE FOR THE WRIST JOINTS

Controller	Wrist brakes	Wrist Position Sensors
LMC-A	No	No
LMC-B	Yes	No
LMC-C	Yes	Yes

IV. LOCKED MODE

A. Control

For the locked mode, we propose three different controllers, labeled LMC-A to LMC-C (Locked Mode Control, A to C). Our aim is to evaluate whether the use of active brakes and/or position measurement is required for the wrist joints. This has a crucial importance in the future development of a clinical application, where the cost and complexity of the device are key issues. Table IV summarizes the main differences between the three controllers. Namely, the brakes are not used for controller LMC-A, while only controller LMC-C is exploiting the wrist joint position sensor.

1) First Controller: The first controller, hereinafter LMC-A, does not use the brakes or the wrist joint position sensors. Our idea here is to use only the three motors to guarantee that, once the robot is switched to the locked mode, the position of Point P is maintained constant. In this case, because of the friction between the probe and the rectum, it may be possible to obtain a constant position and orientation. This will depend on the magnitude of the elastic forces between the probe and the patient, that may influence the probe orientation around Point P.

For this controller, the gravity compensation is the same as for the free mode, while a torque is added to emulate an elastic

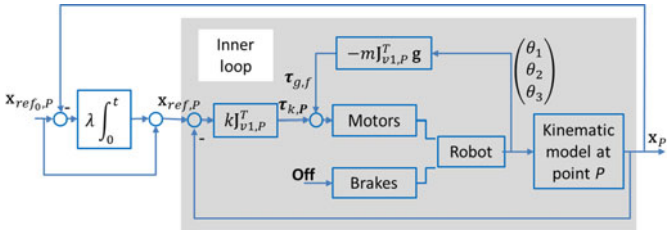


Fig. 8. First control scheme in the locked mode (LMC-A).

behavior at Point P

$$\tau_{\mathrm{LMC-A}} = \tau_{g,f} + \tau_{k,P} \tag{7}$$

where

$$\tau_{k,P} = \mathbf{J}_{v1,P}^T k(\mathbf{x}_{\mathrm{ref},P} - \mathbf{x}_P). \tag{8}$$

In this last equation, k is a stiffness coefficient, $\mathbf{x}_P$ is the position of Point P in the fixed frame $\mathscr{F}_0$, which can straightforwardly be computed from the three first joint positions through the robot's direct kinematics model, and $\mathbf{x}_{\mathrm{ref},P}$ is the position of Point P recorded when the urologist activates the locked mode from the free mode. In other words, it is the position where Point P shall stay still.

It is desirable to tune a low stiffness for security reasons. Indeed, during a biopsy procedure, the patient may be moving and the resulting forces should not be too large. In practice, a stiffness as low as $k = 200$ N/m is selected. As a result, it was experimentally found that the residual joint friction of the device, although rather low, was enough to damp out the oscillations without using a velocity feedback. However, in this case, the efforts applied to the rectum and the prostate may induce significant displacements for Point P. To compensate for this, an outer integral compensation is added. The reference position is changed with a rate

$$\dot{\mathbf{x}}_{\mathrm{ref},P} = \lambda\left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,P} - \mathbf{x}_P\right) \tag{9}$$

where λ is a scalar gain in s^{-1} and $\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,P} = \mathbf{x}_{\mathrm{ref},P}$ when the urologist sets the locked mode on. In other words,

$$\mathbf{x}_{\mathrm{ref},P} = \mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,P} + \lambda \int_0^t \left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,P} - \mathbf{x}_P(u)\right) du. \tag{10}$$

Thanks to this integrator, when the urologist releases the probe after setting on the locked mode, the probe initially moves due to the wrench applied to the patient, but the resulting positioning error is then compensated for thanks to a modification of the reference position.

Combining Eq. (10) with Eq. (7) and Eq. (8), one finally gets a controller in the locked mode that could be written as an equivalent conventional PI compensator for the position error (see Fig. 8). What is particular here is the external loop implementation for the integrator and the associated tuning method: a low stiffness k is first chosen (200 N/m); then, the external integral gain λ is chosen to adjust the time required to compensate for a disturbance. It is not required to select a high value for λ. A slow compensation will ensure a correction of the position within a few seconds, which is acceptable for the clinical application. It will not significantly change the stiffness at the frequencies that are typical for a human-robot interaction (from 0.5 to 3 Hz). Furthermore, for safety reasons, the integration can be stopped either when the error will have become null, after a few seconds, or when the force applied by the controller exceeds a tunable limit. In practice, the external integrator was tuned thanks to experiments in which an error of 1 cm induced by an external load should be corrected in approximately 5 s thanks to integration. This lead to $\lambda = 4\ \mathrm{s}^{-1}$.

2) Second Controller: Because maintaining constant the position of Point P while the wrist is free may be insufficient to guarantee that the position of the biopsy target T is fixed, a second controller is proposed that uses brakes and simultaneously emulates a spring behavior for Point P. Note that, as long as the brakes are ON and do not slip, bodies 3, 4, 5, and 6 of the robot constitute a same solid body. The velocity transmission model is obtained from (2) when considering that the three last joint velocities are null, which writes

$$\begin{pmatrix} \mathbf{v}_{6/0}(P) \\ \omega_{6/0} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{J}_{v1,P} \\ \mathbf{J}_{\omega 1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix}. \tag{11}$$

Reciprocally, both a force and a moment can be applied to the probe at Point P, but only three actuators are controlled. The mapping from an external wrench applied to the probe to the three active joints torques is obtained by the dual of Eq. (11):

$$(\tau_1 \quad \tau_2 \quad \tau_3)^T = \mathbf{J}_{v1,P}^T\ \mathbf{f}_{6\to\mathrm{ext}} + \mathbf{J}_{\omega 1}^T\ \mathbf{m}_{6\to\mathrm{ext}}(P). \tag{12}$$

This last equation is to be understood as follows: with three actuators only, one cannot control both a force and a moment at Point P. However, for any wrench $(\mathbf{f}_{6\to\mathrm{ext}}, \mathbf{m}_{6\to\mathrm{ext}}(P))$, Eq. (12) can be used to computed a set of three joint torques that are *equivalent* to this wrench. In other words, they will produce the same mechanical effect on the system constituted by the end-effector probe and the three robot links.

For these reasons, although with the brakes on the gravity wrench now consists of six nonnull components at Point P, it can be compensated for thanks to a combination of (12) and (5)

$$\tau_{g,b} = -m\left(\mathbf{J}_{v1,P}^T \mathbf{g} + \mathbf{J}_{\omega 1}^T\left(\mathbf{g} \times \mathbf{d}_{GP}\right)\right). \tag{13}$$

The second controller uses this new gravity compensation term in addition to the spring emulation at Point P

$$\tau_{\mathrm{LMC-B}} = \tau_{g,b} + \tau_{k,P} \tag{14}$$

where $\tau_{k,P}$ is defined in Eq. (8). Here again, in order to guarantee a good static precision for the positionning of Point P, an external integrator is added, which leads to the controller depicted in Fig. 9. The same gain $\lambda = 4\,\mathrm{s}^{-1}$ is used for the external integrator.

3) Third Controller: Although brakes are used with the LMC-B controller, and although the external integrator ensures a null steady state error at Point P, the system may suffer from a lack of positioning precision at Point T. Indeed, the stiffness of the wrist brakes is not infinite and the probe orientation around Point P may be affected by external forces between the probe and the rectum. For this reason, it may be desirable to control the position of Point T instead of Point P, with the brakes on.

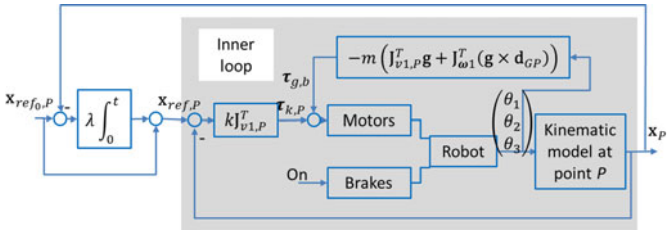


Fig. 9. Second control scheme in the locked mode (LMC-B).

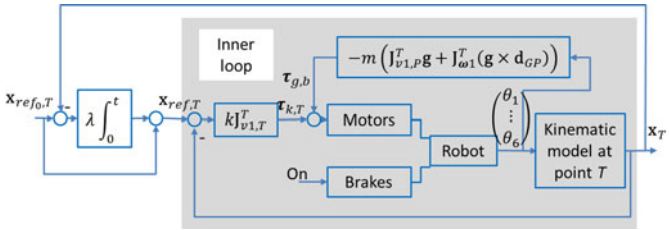


Fig. 10. Third control scheme in the locked mode (LMC-C).

This leads to the third controller, called LMC-C

$$\tau_{\mathrm{LMC-C}} = \tau_{g,b} + \tau_{k,T} \tag{15}$$

where $\tau_{g,b}$ is defined in Eq. (13) and

$$\tau_{k,T} = \mathbf{J}_{v1,T}^{T} k \left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref},T} - \mathbf{x}_{T}\right). \tag{16}$$

In this last equation, k is a stiffness coefficient, $\mathbf{x}_T$ (resp. $\mathbf{x}_{\mathrm{ref},T}$) is the actual (respectively desired) position of Point T in the fixed frame $\mathscr{F}_0$, which can straightforwardly be computed from $\mathbf{q}$ though the robot's direct kinematics model and $\mathbf{J}_{v1,T}$ is the 3×3 subJacobian matrix that maps the velocity of the three active joints to the velocity of Point T

$$\mathbf{v}_{6/0}(T) = \mathbf{J}_{v1,T} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix}. \tag{17}$$

In other words, $\tau_{k,T}$ in Eq. (16) corresponds a torque *equivalent* to a wrench composed of a null moment at Point T and a force proportional to the positioning error of Point T.

Here again, the spring behavior at Point T may lead to position errors in the presence of external disturbances. To cope with this problem, an external integrator for the position of Point T is added

$$\mathbf{x}_{\mathrm{ref},T} = \mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T} + \lambda \int_0^t \left(\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T} - \mathbf{x}_T(u)\right) du \tag{18}$$

where $\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T}$ is the position of Point T recorded when the locked mode is switched on. In practice, λ is set to $0.4\mathrm{s}^{-1}$. The resulting control scheme is depicted in Fig. 10.

To summarize, Fig. 11 shows the mechanical equivalents of the three controllers, where the arrows show the movement produced at the reference point of the inner loop thanks to the integral outer loop. Clearly, LMC-C is expected to bring a better precision at Point T, our aim here was to evaluate whether this improvement is worth the cost of brakes and sensors to equip the wrist.

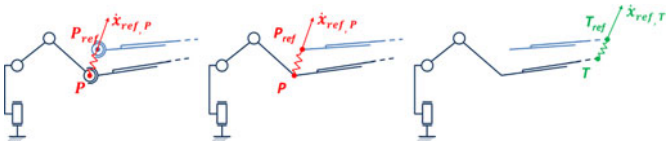


Fig. 11. Equivalent mechanical behavior for the three proposed controllers (from left to right, LMC-A to LMC-C).

B. In-vitro Experiments

In this section, Apollo's ability to maintain the probe at a given location, in the locked mode, is evaluated.

In the clinical scenario, the robot being initially in the free mode, the urologist manipulates the probe and places it at a desired location (e.g., to align the needle-guide attached to the probe with the biopsy target). Once satisfied with the probe position, he/she sets the locked mode on and releases the probe. Because the force disturbance arising from the probe-rectum contact is unknown and since the robot is given a low stiffness, unavoidably, the probe moves when released. Our aim here is to quantify this displacement and to verify Apollo's ability to compensate for it. This corresponds to the ability of the position control loop to reject the external force disturbance. It depends on the magnitude of the force disturbance and its direction, but not on the users experience. For this reason, an experiment was conducted with one urologist only.

In order to reproduce the variety of disturbances experienced in the clinical context, the urologist was asked to comanipulate the probe inserted in a prostate phantom (model 053, manufactured by CIRS). This phantom replicates both the anatomical biomechanics (similar amount of stiffness and friction) and the echogenicity of the prostate. During the experiments, the urologist had to position the probe at twelve different locations, according to the sextant scheme used in the clinical practice (see Fig. 12, upper left).

In order to monitor the adequate positioning of the probe, the urologist was using a Urostation, produced by the company Koelis (La Tronche, France). This system, which is approved for clinical use, is connected to a 3-D ultrasound machine (Samsung Medison accuvix V20) and includes an algorithm that accurately registers two 3-D ultrasound images of a prostate even in the presence of significant deformations. The protocol used for these experiments is similar to the clinical protocol. First, immediately after introducing the probe in the patient's rectum (here: the phantom), the urologist records a reference 3-D US image. This image is displayed on a screen interface. Then the urologist moves the probe towards a desired location, following the sextant scheme. To this aim, he uses the real time 2-D US image and mental reconstruction of the anatomical geometry. When he thinks he has reached the adequate location, he records a new 3-D US image which is registered to the reference 3-D image by the Urostation. Knowing the displacement computed by the registration algorithm, the Urostation displays, in the initial reference 3-D US image, the expected location of the biopsy needle, represented with a thin cylinder, as illustrated in Fig. 12–up-right. The urologist can then adapt the probe position until he has reached a position he estimates to be satisfactory.

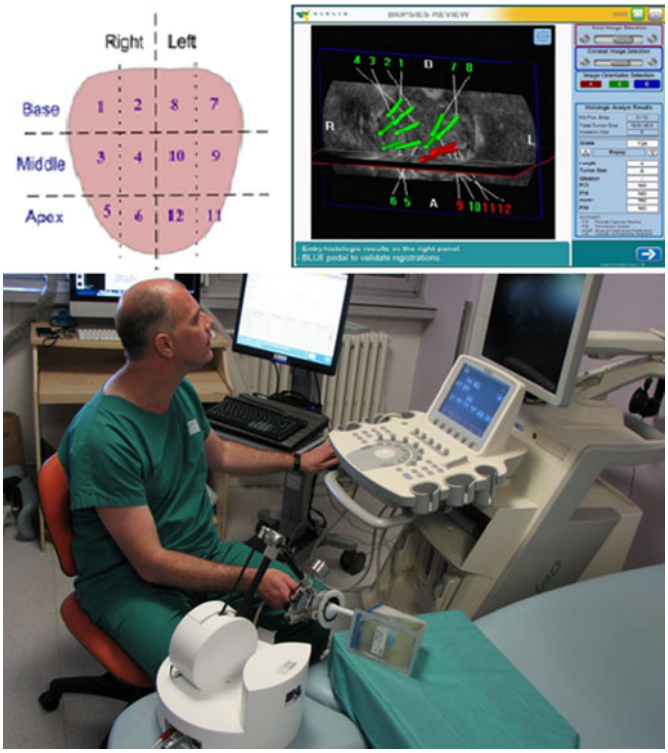


Fig. 12. Upper left: the sextant scheme used to position the probe during the *in-vitro* experiments. Upper right: a typical image from Urostation, allowing the urologist to visualize the location of a biopsy in a prostate. Bottom: setup with the phantom and the robot.

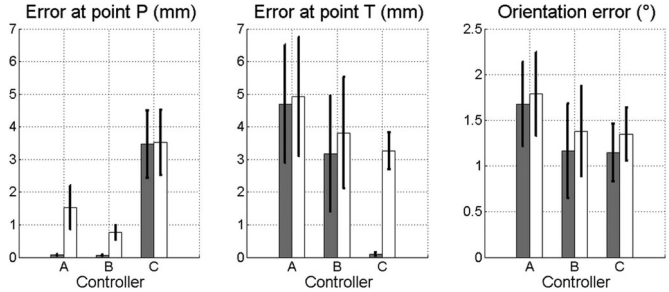


Fig. 13. Maximal and steady-state errors for each considered control laws (gray: steady state error; white: maximal error; black bars: standard deviation among the corresponding measurements).

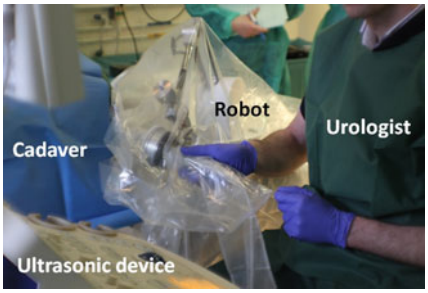


Fig. 14. *In-cadavero* experiments.

At this time, he selects the locked mode for the robot. The joint robot positions are recorded to set the reference for the external integrators.

C. Results

When the urologist locks the device and releases the probe handle, the typical behavior is as follows: in a first phase, the probe moves due to the wrench applied by the probe on the prostate phantom. Within a few seconds, thanks to the slow integration of the external loop, the system reaches its steady state, when the error controlled by the integrator has been canceled out.

To quantitatively analyze this behavior, for each experiment, Point P position error ($\|\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,P} - \mathbf{x}_P\|$), Point T position error ($\|\mathbf{x}_{\mathrm{ref}_0,T} - \mathbf{x}_T\|$), and orientation error (defined as the positive geodesic distance between the probe orientation recorded when the locked mode is switched on and the current probe orientation) are computed. Fig. 4(c) shows the maximal and steady state values for these three positive errors, for each of the three control modes, averaged across the 12 sextant positions. In the left column, it can be observed that, as expected, the steady state error is null for Point P with LMC-A and LMC-B, due to the explicit integration of Point P position error. However, due to orientation errors (right column), Point T position is not precisely controlled and its positioning error reaches, in average, 4.7 mm with LMC-A and 3.1 mm with LMC-B. The effect of the brakes is visible on the right column, were the orientation errors are displayed. The brakes allow to limit the steady-state orientation error to 1.2° in average (for LMC-B and LMC-C), while it reaches 1.7° in average when the wrist is free of moving for LMC-A. The increase of precision for Point T position between LMC-A and LMC-B (middle column) is a direct consequence of the improvement in orientation control. Point T position is precisely controlled only with LMC-C (middle column) due to the integrator that cancels out its positioning error.

Clearly, with the selected low impedance for the inner stiffness loop, steady-state errors observed for Point T with LMC-A and LMC-B prevent for transfer to clinical applications. Indeed, an error bigger than 2–3 mm is too important when compared to the size of a clinically significant tumor [26]. This precision is to be measured at point T, which is the location of the biopsy, and not at point P. Therefore, the LMC-C mode will be kept in the further developments toward clinical transfer. Moreover; it shall be noticed that, from a clinical point of view, the 1.5° precision for the orientation is largely sufficient. Indeed, the biopsy location is mostly considered, from a clinical point of view, as a 3-D point, there is no clinical specification for the orientation, which is determined by the anatomical constraints imposed by the patients rectal anatomy. In conclusion, Apollo, equipped with brakes and position sensors for the wrist, and exploiting the controller LMC-C, is able of precisely locking the probe: when the urologist has manually placed the probe to point towards a desired 3-D biopsy location (point T) and then released the probe, Apollo automatically compensated for the probe weight and for any other disturbances, maintaining the point T still with a high precision. Only an orientation error persists, which has no importance from a clinical point of view.

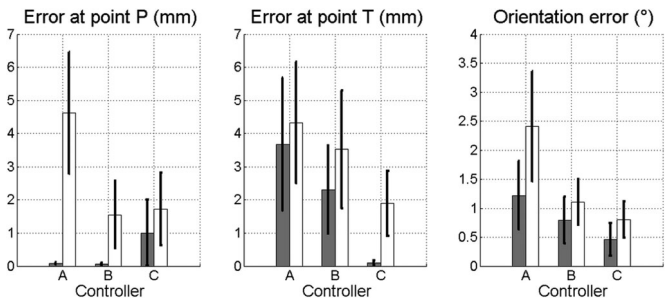


Fig. 15. Maximal and steady-state errors for each considered control laws (gray: steady state error; white: maximal error; black bars: standard deviation among the corresponding measurements).

V. *In-Cadavero* Experiments

Experiments have been conducted *in cadavero* at the Surgical School of Assistance Publique—Hopitaux de Paris. Two sessions were organized, each of them involving a fresh cadaver. Two urologists (a novice and an expert) were comanipulating the system during each of the two sessions.

A first aim was to verify the geometry. The two urologists were asked to scan the whole prostate with the probe using the ultrasound image, as they would do during a conventional examination. It appeared that the robot workspace was satisfying, whether the cadaver was in left lateral decubitus or in lithotomy position, lying down with feet in stirrups. No fastidious setup was required for any of the two body positions: the robot was simply positioned on the table or on a stool, without precise prepositioning. The first try for placing the robot base was satisfactory and convenient to perform all the experiments in both suject positions and for both subjects. Moreover, the urologists declared they felt comfortable and not disturbed in their gesture by the robot in free mode.

Locking experiments were then performed to evaluate the three proposed controllers for the locked mode. As compared to the *in-vitro* experiments, there were three differences in the setup.

1) Instead of using a phantom, the probe was inserted in a cadaver rectum;
2) The prostate could not be properly imaged due to the tissue deterioration, thus the Urostation was not used. Instead, the urologists targeted the biopsy sites based on their sole experience, without navigation or localization assistance, in accordance with the current clinical practice.
3) The ultrasound machine model was Sonix RP, manufactured by Ultrasonix.

Results are presented in Fig. 15. They are perfectly consistent with the *in-vitro* experiments.

VI. Conclusion

In this paper, we presented the design of a comanipulator for assisting endorectal prostate biopsies. This lightweight system, based on conventional robotic components, possesses 6 DoF but uses only three electric motors and three basic brakes. It features a free mode, where its low friction and inertia allows for natural manipulation of the probe and a locked mode, exhibiting both a very low stiffness and a high steady state precision.

A step toward clinical application was made thanks to *in-cadavero* experiments, as the robot appeared to bring significant help in the locked mode while not disturbing the urologist in the free mode.

One of the goals of this study was to determine the minimal equipment required for precisely maintaining the biopsy target immobile in the locked mode. Both *in-vitro* and *in-cadavero* experiments indicate that large errors may occur due to external forces when the wrist is not equipped with brakes and joint sensors. Brakes and joint sensors mounted on the wrist allow, with the adequate control law, to precisely maintain the biopsy target location with only three motors. They will, thus, be kept for the development of an industrial prototype targeting a clinical application. Meanwhile, one future development will consider working on expressing the control reference in the ultrasound image frame (visual servoing), in order to improve the effective precision.

References

[1] American Cancer Society. [Online]. Available: http://www.cancer.org
[2] P. Stattin, E. Holmberg, J.-E. Johansson, L. Holmberg, J. Adolfsson, J. Hugosson, and on behalf of the National Prostate Cancer Register (NPCR) of Sweden, "Outcomes in localized prostate cancer: National prostate cancer register of sweden follow-up study," *J. Nat. Cancer Inst.*, vol. 102, no. 13, pp. 950–958, 2010.
[3] G. Lu-Yao, P. Albertsen, D. Moore, W. Shih, Y. Lin, R. S. DiPaola, M. J. Barry, A. Zietman, M. O'Leary, E. Walker-Corkery, and S. L. Yao, "Outcomes of localized prostate cancer following conservative management," *JAMA*, vol. 302, no. 11, pp. 1202–1209, 2009.
[4] N. N. Stone, J. Roy, S. Hong, Y.-C. Lo, and R. G. Stock, "Prostate gland motion and deformation caused by needle placement during brachytherapy," *Brachytherapy*, vol. 1, no. 3, pp. 154–160, 2002.
[5] V. Lagerburg, M. A. Moerland, J. J. Lagendijk, and J. J. Battermann, "Measurement of prostate rotation during insertion of needles for brachytherapy," *Radiotherapy Oncol.*, vol. 77, no. 3, pp. 318–323, 2005.
[6] N. Hungr, M. Baumann, J. Long, and J. Troccaz, "A 3-d ultrasound robotic prostate brachytherapy system with prostate motion tracking," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 28, no. 6, pp. 1382–1397, Dec. 2012.
[7] S. Salcudean, T. Prananta, W. Morris, and I. Spadinger, "A robotic needle guide for prostate brachytherapy," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, May 2008, pp. 2975–2981.
[8] H. Ho, P. Mohan, E. Lim, D. Li, J. Yuen, W. Ng, W. Lau, and C. Cheng, "Robotic ultrasound-guided prostate intervention device: system description and results from phantom studies," *Int. J. Med. Robot. Comput. Assisted Surg.*, vol. 5, no. 1, pp. 51–58, 2009.
[9] G. Fischer, I. Iordachita, C. Csoma, J. Tokuda, S. DiMaio, C. Tempany, N. Hata, and G. Fichtinger, "Mri-compatible pneumatic robot for transperineal prostate needle placement," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 13, no. 3, pp. 295–305, Jun. 2008.
[10] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schar, and D. Stoianovici, "Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 8, pp. 1499–1506, Aug. 2007.
[11] S.-E. Song, N. Cho, G. Fischer, N. Hata, C. Tempany, G. Fichtinger, and I. Iordachita, "Development of a pneumatic robot for mri-guided transperineal prostate biopsy and brachytherapy: New approaches," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, May 2010, pp. 2580–2585.
[12] G. Fichtinger, T. L. DeWeese, A. Patriciu, A. Tanacs, D. Mazilu, J. H. Anderson, K. Masamune, R. H. Taylor, and D. Stoianovici, "System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance," *Academic Radiol.*, vol. 9, no. 1, pp. 60–74, 2002.
[13] L. Phee, D. Xiao, J. Yuen, C. F. Chan, H. Ho, H. Choon, C. Christopher, and S. N. Wan, "Ultrasound guided robotic system for transperineal biopsy of the prostate," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Apr. 2005, pp. 1315–1320.

[14] Z. Wei, M. Ding, D. Downey, and A. Fenster, "3d trus guided robot assisted prostate brachytherapy," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2005*, (Lecture Notes in Computer Science Series), J. Duncan and G. Gerig, Eds., Berlin, Germany: Springer, vol. 3750, pp. 17–24, 2005.

[15] H. Bassan, T. Hayes, R. Patel, and M. Moallem, "A novel manipulator for 3d ultrasound guided percutaneous needle insertion," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Apr. 2007, pp. 617–622.

[16] G. Fichtinger, J. P. Fiene, C. W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D. Y. Song, E. C. Burdette, and P. Kazanzides, "Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy," *Med. Image Anal.*, vol. 12, no. 5, pp. 535–545, 2008.

[17] T. Podder, W. S. Ng, and Y. Yu, "Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy," in *Proc. 29th Annu. Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, Aug. 2007, pp. 1233–1236.

[18] M. R. van den Bosch, M. R. Moman, M. van Vulpen, J. J. Battermann, E. Duiveman, L. J. van Schelven, H. de Leeuw, J. J. W. Lagendijk, and M. A. Moerland, "MRI-guided robotic system for transperineal prostate interventions: proof of principle," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 5, p. N133, 2010.

[19] C. Schneider, A. Okamura, and G. Fichtinger, "A robotic system for transrectal needle insertion into the prostate with integrated ultrasound," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Apr./May 2004, vol. 1, pp. 365–370.

[20] A. Krieger, I. Iordachita, P. Guion, A. Singh, A. Kaushal, C. Menard, P. Pinto, K. Camphausen, G. Fichtinger, and L. Whitcomb, "An MRI-compatible robotic system with hybrid tracking for mri-guided prostate intervention," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 11, pp. 3049–3060, Nov. 2011.

[21] C. Torterotot, P. Mozer, M. Baumann, M. Vitrani, and G. Morel, "Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies," in *Proc. Hamlyn Symp. Med. Robot.*, 2010, pp. 47–48.

[22] J. Denavit and R. S. Hartenberg, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices," *Trans. ASME, J. Appl. Mech.*, vol. 23, pp. 215–221, 1955.

[23] Haption. [Online]. Available: http://www.haption.fr

[24] N. Jarrasse, J. Paik, V. Pasqui, and G. Morel, "How can human motion prediction increase transparency?," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Pasadena, CA, USA, May. 2008, pp. 2134–2139.

[25] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, and E. Burdet, "A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 8, pp. 2126–2136, Aug. 2012.

[26] M. Terris, J. McNeal, and T. Stamey, "Detection of clinically significant prostate cancer by transrectal ultrasound-guided systematic biopsies," *J. Urology*, vol. 148, no. 3, pp. 829–832, 1992.

Cécile Poquet studied at the Ecole Normale Suprieure de Cachan, Cachan, France, one of the French Grandes Ecoles dedicated to higher education and research, from 2006 to 2010. She received the M.S. degree in advanced and robotic systems in 2010 from the University Pierre and Marie Curie, Paris, France, where she has been working toward the Ph.D. degree since September 2010.

She is currently working on the assistance to prostate biopsies through comanipulation at the Institute of Intelligent Systems and Robotics, Paris.

Pierre Mozer received the M.D. degree from the University of Paris VI, Paris, France, in 2002, and the Ph.D. degree from Grenoble University, Grenoble, France, in 2007.

He has been an Assistant Professor in the Department of Urology, Groupe Hospitalier Piti-Salptrire, Paris. He also holds a postdoctoral position in the Institute of Intelligent Systems and Robotics Laboratory, Paris. His research interests include computer-aided surgery in all fields of urology, in particular, for kidney, prostate, and incontinence.

Marie-Aude Vitrani received the Ph.D. degree in robotics from the University Pierre and Marie Curie (UPMC), Paris, France, in 2006.

Since 2007, she has been an Assistant Professor of mechanical engineering at UPMC. Her research interests include the design and control of robotic systems for assistance to medical gestures, with a particular focus on ultrasound-image-based guidance and ultrasound probe placement.

Guillaume Morel received the Ph.D. degree in control engineering from the University of Paris 6, Paris, France, in 1994.

From 1995 to 1996, he was a Postdoctoral Research Assistant at the Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, USA, and, from 1997 to 2001, an Assistant Professor at the University of Strasbourg, Strasbourg, France. He was an Assistant Professor of mechanical engineering at the University of Pierre and Marie Curie—Paris 6, Paris, from 2001 to 2006, where he is currently a Professor of robotics and leads the research team AGATHE (INSERM U1150) within the Institute of Intelligent Systems and Robotics (UMR UPMC–CNRS 7222). His research interests include sensor-based control of robots, with a particular focus on force feedback control and visual servoing. His research targets applications to assistance for surgery and rehabilitation systems.

Annexe B

Article IJCARS 2015

Robot guidance of an ultrasound probe toward a 3D region of interest detected through X-ray mammography

Vitrani, MA. and Marx, A. and Iordache, R. and Muller, S. and Morel, G.

International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin Heidelberg – 10(12)1893-1903 – 2015

Int J CARS
DOI 10.1007/s11548-015-1244-8

ORIGINAL ARTICLE

Robot guidance of an ultrasound probe toward a 3D region of interest detected through X-ray mammography

Marie-Aude Vitrani[1,2,3] · Anja Marx[1,2,3,4] · Răzvan Iordache[4] · Serge Muller[4] · Guillaume Morel[1,2,3]

Received: 26 March 2015 / Accepted: 5 June 2015
© CARS 2015

Abstract
Purpose This research is situated in the context of breast cancer detection where the standard procedure is the succession of an initial mammography (MX) examination and a supplementary ultrasound (US) scan. One major difficulty of this procedure results from the fact that breast geometry changes between both examinations due to different patient's positions. The proposed system facilitates this combined examination by keeping the breast geometry and by adding a US probe guidance robot to the mammography system.
Methods A comanipulation system is set up where the robot and user simultaneously manipulate the probe toward the target previously localized in MX images. Calibration procedures and robot control are detailed.
Results A test protocol was presented to conduct two tests that are both related to the medical application. The first tests aim at evaluating robot guidance for localizing a lesion which was previously defined in the X-ray images. The second tests aim at quantifying robot influence when scanning a target lesion. The studied task consists of a pointing/scanning exercise, where the US beam intersects a breast lesion.
Conclusions The experiments show a significant increase in examination quality when using robot guidance as compared to the nonassisted examination.

Keywords Comanipulation · Human–robot collaboration · Breast cancer detection · Assisted gesture

✉ Marie-Aude Vitrani
marie-aude.vitrani@upmc.fr; vitrani@isir.upmc.fr

Anja Marx
marx@isir.upmc.fr

Guillaume Morel
morel@isir.upmc.fr

1 UMR 7222, ISIR, Sorbonne Universités, UPMC Univ. Paris 06, Paris, France

2 INSERM, U1150, Agathe-ISIR, 75005 Paris, France

3 CNRS, UMR 7222, ISIR, 75005 Paris, France

4 GE Healthcare, Buc, France

Introduction

This work is set in the medical context of breast cancer (BC) detection. The usual BC detection procedure schedules a first X-ray examination [called mammography (MX), Fig. 1] followed by a supplementary MX plus Ultrasound (US) examination if necessary, Fig. 2.

MX and US are both used because they represent complementary modalities in breast imaging. MX has proven to be very effective detecting early cancers in mostly adipose breasts, while US is more sensitive in dense breasts. For dense breasts, tissue characteristics sometimes prohibit accurate BC identification. As a result, about half of cancers with histological confirmation were missed using MX during a study on patients with dense breasts [1]. Meanwhile, attempting BC detection in women having dense breasts remains essential as 50 % appx. of young women have such breasts [9]. Furthermore, BC risk increases by a factor of 4–6 for women having dense breasts [12]. US is thus used in combination with MX as it has been reported, to be more sensitive than MX for BC detection in dense breasts, [5,11,13,15,17]. Therefore, combining MX and US into a single examination has the potential to provide an effective tool for BC diagnosis in women with dense breasts.

One of the main problems in conducting MX followed by manual US is the change of breast geometry. Indeed, in MX, the breast is compressed between the image receptor

Published online: 25 June 2015

Fig. 1 MX examination

Fig. 2 US examination

and a compression paddle before X-ray exposure. On the other hand, for US, the patient is lying on her back and the breasts are not compressed anymore. The examiner has to mentally correlate the suspicious zone identified in the MX images with the new geometry of the uncompressed breasts. Conway et al. [6] reported in their study that examiners fail to locate up to 10 % of the lesions during manual US: In 10 % of manual US following MX, the examiner was going to investigate a different breast lesion than the one previously seen in MX and was not aware of the mismatch.

To overcome these difficulties, Kapur et al. [14] proposed an imaging apparatus to combine MX and automated US scans (see Fig. 3). Two degrees of freedom (DOFs) robotized probe holding framework are mounted on top of the compression paddle. During the US examination, the probe is automatically moved over the compression paddle and the images are further treated in order to display the scanned US volume. MX and US images are displayed in real time. Since US coupling gel might have a negative effect on MX image quality, MX is performed prior to US. A clear advantage of this approach is that the patient's breast remains under the same compression during MX and US. A drawback in the context of diagnostic procedures is that it may take time to fully scan the breast volume with the US probe, while the medical need is often to check a particular suspicious region that was detected on MX. Moreover, when shadows appear from either anatomical structures or paddle support, it is not possible to adapt the probe's orientation because of the limited DOFs of the scanning device.

The concept developed in this paper uses the same idea of performing the US examination right after the MX imaging, the patient's breast remaining under the same compression. However, instead of an automatic scanning with limited number of DOFs, we propose a manual manipulation of the US probe toward a target localized in the MX image, with six DOFs. This manipulation is assisted by a comanipulated system.

Comanipulation consists in sharing the control of a tool between a user and a robot. A typical behavior is set through *virtual fixtures*. Virtual fixtures are geometrical constraints imposed by a robot to a tool: Along some DOFs, the movement is free for the user while along the others, it is blocked up to the robot programmable stiffness.

This idea was implemented in [19,20], through a semi-passive device called passive arm with dynamic constraints (PADyC). Its mechanical design enables the motion of a tool to be limited in accordance with a planned task. A geometric zone is defined in which the surgeon can move freely. When moving out of the zone the surgeon is restricted by forces applied by the robot, which prevents the tool from leaving the prescribed zone. Since then, comanipulation and virtual fixtures have been widely used for surgical applications ranging from orthopedic surgery, [3,7,10] to eye surgery [16], through keyhole interventions, [18]. The application of comanipulation to the placement of an US probe following an MX exam for BC detection is detailed in "Proposed approach" section. This application requires a full system

Fig. 3 Semi-automated US breast scanning system [14]

calibration, which is described in "System calibration" section and an original controller described in "Robot control" section. A set of in vitro experimental results is given and discussed in "Experiments" section prior to a conclusion ("Discussion and conclusions" section).

Proposed approach

The workflow of the proposed system begins with a 3D mammography so-called digital breast tomosynthesis (DBT) scan of the patient's breast (see Fig. 4). After 3D reconstruction of the breast, a suspicious zone is identified. Its coordinates are sent to the robot in order to provide assistance when locating the target lesion. The user jointly manipulates the probe with the robot. His/her task is to image the suspicious zone while maintaining contact between the probe and the paddle. The robot task is to help the radiologist, thanks to virtual fixtures (see Fig. 4). Indeed, from the physician's point of view, the US scan remains complex: To position the probe, the shape and 3D location of the suspicious lesion must still be mentally reconstructed from the DBT images. This computation can be performed easily by a computer, and the information can then be sent to a robot, which should guide the physician toward the lesion with increased speed and accuracy. Figure 5

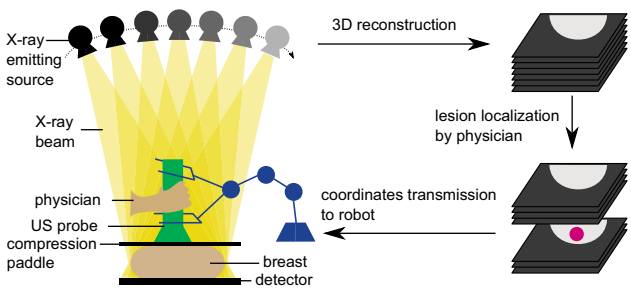


Fig. 4 Novel system for robot assistance for combining US and DBT examinations

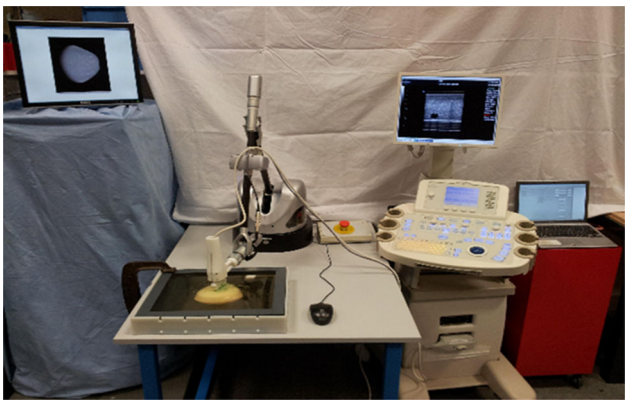


Fig. 5 Test setup

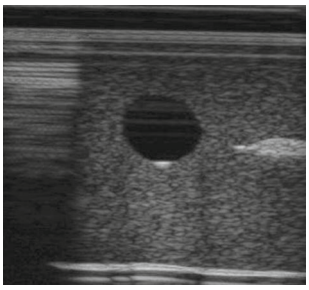
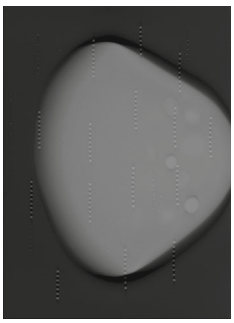


Fig. 6 US image during tests. *Left* breast border, *Top* artifacts due to compression paddle, *Bottom* artifacts due to plate simulating the detector, *Middle* cystic lesion (*black*) and tumor lesion (*white*)

Fig. 7 X-ray image during tests



depicts the complete setup built to experiment this idea. A Virtuose 6D (Haption, France) robot is used. It is a fully actuated 6-DOF haptic robot which is designed to produce forces and moments at its end-effector with a high fidelity. Adaptable fixations were built to mount on the robot end-effector, a 9L linear transducer (Ultrasonix, France) connected to an Ultrasonix RP Ultrasound system.

As for the breast, a multimodal breast phantom (Cirs inc. model 051 phantom) containing dense masses of 2–8 mm diameter and cystic lesions of 3–10 mm diameter is used. It is compressed between a 25-mm-thick PVC plate (at the bottom) and a 6-mm-thick PMP plate (at the top), both well suited regarding their low X-ray attenuation, PMP being equally well suited to let pass US [4]. Figure 6 shows typical US image of a lesion obtained with this setup. A computer screen is placed in front of the subject and displays the reconstructed slices of the breast phantom, acquired using an investigational DBT device based on a Senographe DS (GE Healthcare, Chalfont St Giles, UK). The subjects are free to navigate within the DBT images using the scroll ball of a computer mouse, as it is done during the standard workflow of mammography image reading (Fig. 7).

System calibration

The proposed approach leads to calibration and registration issues. The target I is first identified in the MX images. Its position in the breast phantom is thus known w.r.t. the

X-ray DBT reconstructed slices. The aim is to program the robot assisting the positioning of the probe toward the target. Therefore, it is required to determine the position of I w.r.t. the ultrasound probe. Two pieces of information are necessary:

- the US beam localization in robot base (Fig. 8), expressed through the homogeneous translation matrix M_{0P}, resulting from the product of:
  - the robot end-effector localization w.r.t. the robot base, M_{06}, (calibration detailed in "Robot identification" section),
  - and the US beam localization w.r.t. the robot end-effector, M_{6P}, (calibration detailed in "Ultrasound probe to robot end-effector localization" section),
- the X-ray image frame localization w.r.t. the robot base, M_{0X}, (Fig. 9) (registration detailed in "X-ray image registration" section).

In the next, the following coordinate frames will be used:

- $\mathscr{F}_P = (P, \mathbf{x}_P, \mathbf{y}_P, \mathbf{z}_P)$, the frame attached to US probe, with P being the probe tip and $\mathbf{z}_P$ the normal vector of the US plane. Note that $(P, \mathbf{x}_P, \mathbf{y}_P)$ is the US image plane.
- $\mathscr{F}_0 = (O_0, \mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0)$, the frame attached to the robot base.
- $\mathscr{F}_6 = \{O_6, \mathbf{x}_6, \mathbf{y}_6, \mathbf{z}_6\}$ the coordinate system of the robot end-effector.

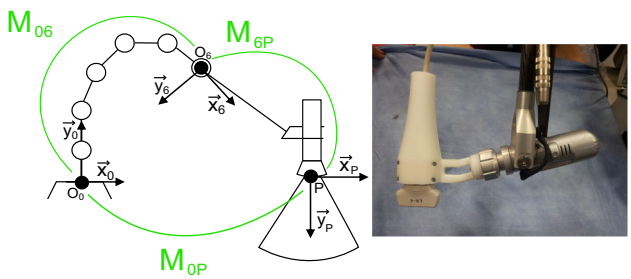


Fig. 8 Ultrasound probe to robot base calibration principle

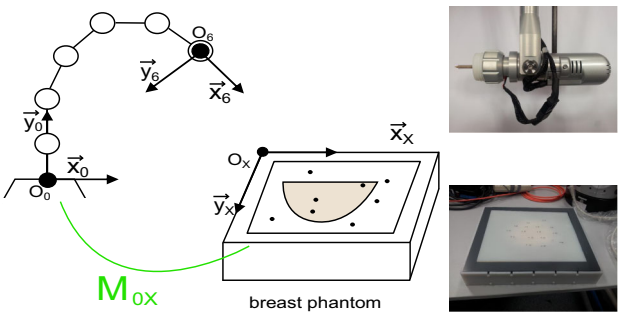


Fig. 9 X-ray image to robot base registration principle

- $\mathscr{F}_X = \{O_X, \mathbf{x}_X, \mathbf{y}_X, \mathbf{z}_X\}$ the coordinate system of the X-ray DBT reconstructed slices, with O_X being the upper-left image corner and $\mathbf{z}_X$ the image's normal vector.

Robot identification

In this system, a cable-driven robot is used. This type of robot may show internal position errors due to their mechanical structure (cable deformations). To interpret the calibration and registration results in their given context, the precision of the robot was determined first. A conventional geometry calibration procedure was run, leading to the identification of the Denavit–Hartenberg (DH) parameters for the Virtuose 6D [8]. DH parameters correspond to the geometrical constants of the robot (link lengths, angles between axes).

The identification consists in minimizing (with an iterative least-squares algorithm) the error between two measures of the position of a given end-effector point M. The first measure is obtained from the robot joint sensors and a geometrical model involving the DH parameters to be identified. The second measure is obtained from an external reference measure. In these experiments, the Polaris visual tracking system (Northern Digital Inc.) with a known position error noise of 0.4 mm was used for reference measures, while a visual marker was fixed at the robot end-effector (point M). The robot was positioned in different configurations, and the robot and marker positions are recorded in both systems, respectively (i.e., Virtuose 6D and Polaris) (see Fig. 10). A total of 37 measures have been used for the identification. The mean end-effector position error after convergence was 1.64 mm (max 2.65 mm, SD 0.64 mm). The optimized parameters were verified with 13 points not used for optimization, giving an average error of 1.49 mm (max 2.64 mm, SD 0.81 mm).

Ultrasound probe to robot end-effector localization

Calibrating the US probe with respect to the robot end-effector aims at localizing every US image pixel in the robot end-effector frame, i.e., determining the transformation matrix M_{6P} between $\mathscr{F}_6$ and $\mathscr{F}_P$. The approach depicted in [21] is used: A rectilinear rod plunged in a water tank is

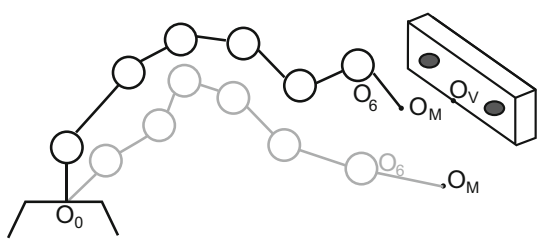


Fig. 10 Verification results of the DH identification algorithm for the Virtuose 6D robot

observed by the US probe for several robot configurations (see Fig. 11). The intersection of the calibration rod with the US plane results in a white blob in a mostly black US image, and thus, its geometrical center (GC) can easily be localized in the US image. The identification procedure consists in minimizing (thanks to a recursive least-squares algorithm) the error between two different measures of the GC coordinates in the end-effector frame. One results from the geometrical model of the robot and the other from image processing. Note that the identification procedure also allows for identifying the US image gains, namely the mm to pixel ratio (see [21]). The calibration algorithm is ran from 16 configurations. It converges with an average error of 1.17 mm (max 2.41 mm, SD 0.60 mm). In the US image, these correspond to a reconstructed error per direction of 3.12 pixels (max 8.42 pixels) and 7.66 pixels (max 18.22 pixels) in x-direction and y-direction, respectively. The optimized parameters were verified with 7 points not used for optimization. Verification terminated with an average error of 0.78 mm (max 1.74 mm, SD 0.51 mm) (see Fig. 12). In the image, these correspond to a reconstructed error per direction of 1.42 pixels (max 3.60 pixels) and 5.77 pixels (max 12.86 pixels) in x-direction and y-direction, respectively.

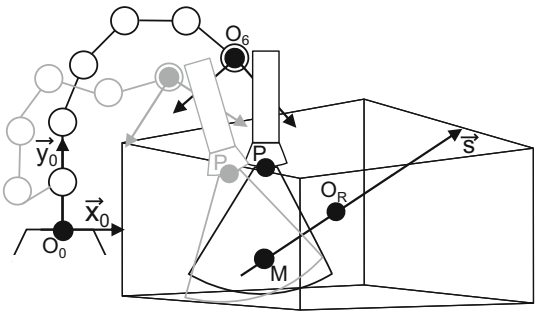


Fig. 11 Geometrical model For US probe calibration

X-ray image registration

Since the robot is not localized with respect to the mammography device, a registration step is necessary to obtain the transformation matrix between $\mathscr{F}_0$ and $\mathscr{F}_X$. The chosen method relies on measuring the coordinates of reference points in both the robot and X-ray image space. The registration tool is a nylon plate containing 15 lead ball bearings (BBs), which was positioned on top of the breast phantom. Fiducial markers have been randomly placed on a plate covering the entire breast phantom surface. The markers are 1-mm-diameter BBs highly visible in X-ray images. An X-ray scan of the registration plate is performed. The BB coordinates are determined in the X-ray images. To obtain the coordinates of the target points in the robot space, a localization tip was used. Each target point coordinates w.r.t. the robot base are computed, thanks to DH parameters identified in "Robot identification" section and to a tool model.

The registration points on the nylon paddle are determined in the robot base by manually pointing on them using the robot equipped with the calibrated tool (see Fig. 13). During this phase, the robot is controlled to apply a null force and it can be easily moved, thanks to its high backdrivability. The obtained coordinates are then mapped to the point coordinates determined in the MX images. This mapping is done using an iterative closest point algorithm (ICP) [2].

Nine marker coordinates are used to optimize the transformation parameters. The remaining five points are used to verify the optimization algorithms and to confirm the error. The chosen target points for optimization and validation are

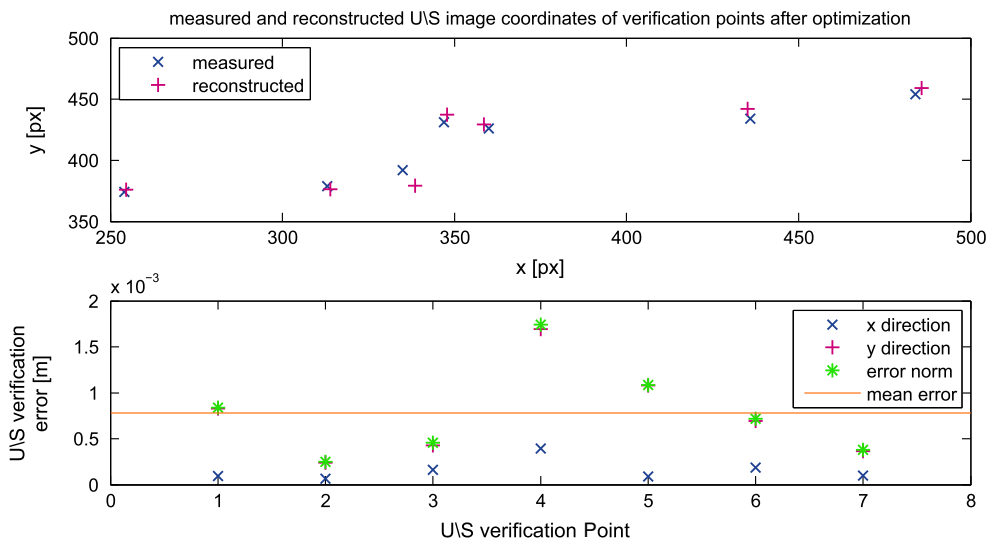


Fig. 12 Parameter verification for ultrasound probe calibration

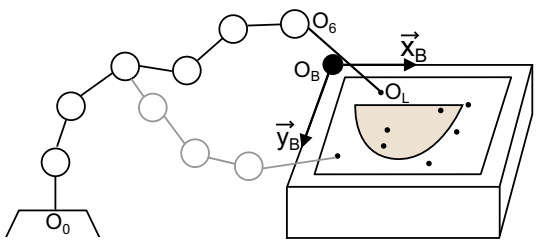


Fig. 13 Geometrical model for X-ray image registration

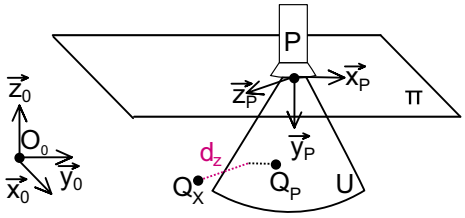


Fig. 15 Geometrical model total setup error

distributed all over the registration plate. The ICP algorithm terminates with an average error of 0.70 mm (max 1.06 mm, SD 0.24 mm). The optimized parameters were verified with 5 points, giving an average error of 0.73 mm (max 1.59 mm, std 0.48 mm) (see Fig. 14).

Total setup error

To estimate the final setup error, six target points (lesion GC of the anatomic phantom) were chosen. Their coordinates were determined in the X-ray and US images. For the latter ones, the US probe was positioned manually. After successful calibration of each system component, both independent ways to measure the same target point should give the same result. A difference between both measures indicates a calibration/registration error of the system. Thus, the GC was measured in $\mathscr{F}_P$ and $\mathscr{F}_X$ separately. To estimate the error between both sets, they were expressed in $\mathscr{F}_P$. The transformation from $\mathscr{F}_X$ to $\mathscr{F}_P$ is possible, thanks to the previous calibration steps. Indeed, any point $Q_X|_X$ expressed in $\mathscr{F}_X$ can be expressed in $\mathscr{F}_P$ by:

$$Q_X|_P = M_{PX} Q_X|_X = M_{P6}\, M_{60}\, M_{0X}\, Q_X|_X \tag{1}$$

Target points have been identified in the breast phantom to estimate the total setup error. The point coordinates have been determined in the X-ray images (Q_X in Fig. 15). The same target points have been visualized using US and are denoted Q_P. Thanks to the previous probe to end-effector calibration, the distance between Q_X and the US beam could be calculated:

$$d_z = \left|(Q_X - Q_P)^{\mathrm{T}} \mathbf{z}_P\right| \tag{2}$$

The average distance between the GC measured in X-ray images and the US beam is 1.29 mm (max 2.23 mm, std 0.84 mm) (see Fig. 16). Note that this estimation depends on the manual position capabilities. A human error is thus induced in this procedure. Nevertheless, the US probe was positioned by a user who already knew the breast phantom while paying much attention. The total setup error is due to the following identified possible sources of error:

- the robot internal position error,
- the BBs used for registration and their diameter of 1 mm,
- the reconstruction distance of 0.5 mm between the X-ray image slices (relatively low resolution),
- the localization-tip diameter of 0.25 mm,

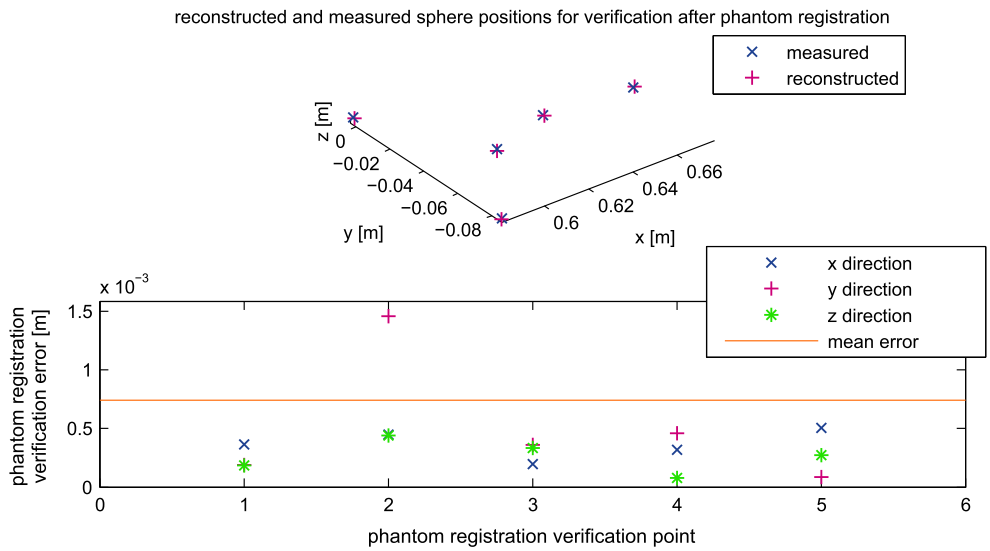


Fig. 14 X-ray image to robot verification

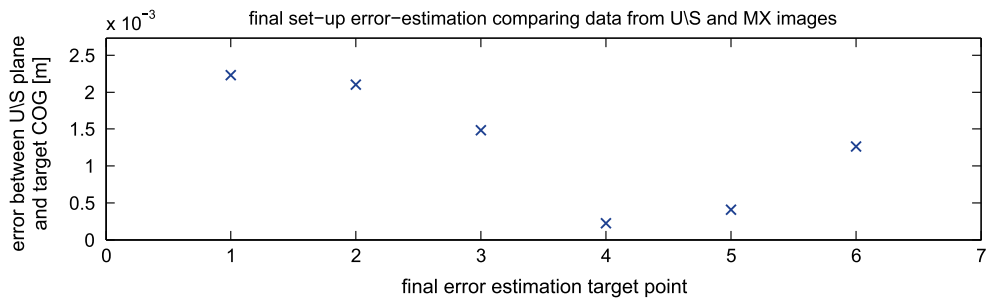


Fig. 16 Total setup error

Taking into account the medical context in which this system would be used, the total error looks pretty acceptable. Indeed, the smallest lesions detected in clinical practice with US are about 5 mm in diameter.

Robot control

Robot-assisted US examination of BC detection can be modeled as a pointing/scanning task where the user is assisted by a robot, who knows the location of the lesion. Since the breast remains compressed after MX, the US scan is to be performed through the compression paddle. The radiologist's task is to find and scan the suspicious zone while maintaining contact between the probe and the paddle. For better visibility, physicians often display the lesion in the middle of the US image, on its main axis. The task of a conventional US scan has a total of six DOFs. However, it can be reduced to a four-DOF task at the probe tip, thanks to the assumption of constant probe–paddle contact. Two movements would lead to a loss of probe–paddle contact and thus are not part of the task:

- translations along the paddle normal vector,
- rotations around vector normal to the US beam.

The positioning task possesses thus four DOFs, as shown in Fig. 17: two translations of the probe tip on the paddle, assumed to be planar, one rotation along the normal vector of the paddle surface, and a second rotation around the intersection line of the paddle surface and the US plane. Even if the task is associated with scanning, i.e., the full coverage of a region of interest (ROI), this can be reduced to a pointing task based on the hypothesis of a moving point of interest (POI) within the ROI. The compression paddle is associated with a plane π, while the ultrasound beam plane is denoted U. In the next, the following notations are used:

- The US probe is handled by the user at point H on the US probe main axis.
- The robot wrench is applied on the probe at point R on the US probe main axis.

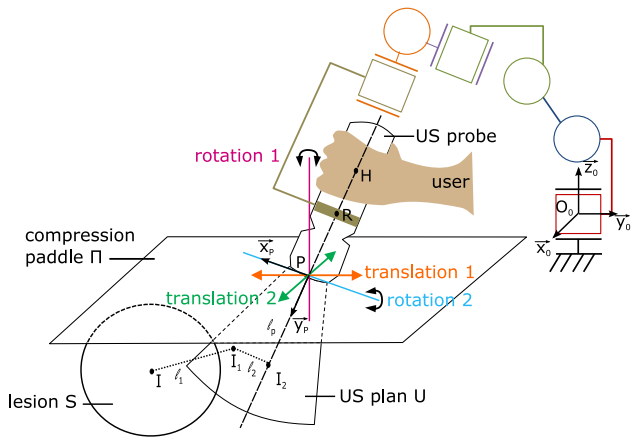


Fig. 17 DOF of a US scan of a compressed breast through a rigid compression paddle

- The central point of the suspicious lesion S is denoted I and its projection on U is denoted I_1 with $I_1 - I = l_1 \mathbf{z}_P$.
- The projection of I on the US probe main axis is denoted I_2, $I_2 - I_1 = l_2 \mathbf{x}_P$.

The task consists of centering the suspicious lesion in the image, which is hence divided into two parts:

1. assuring intersection between the US plane and the lesion ($I = I_1$),
2. centering the lesion in the image ($I_1 = I_2$).

As stated in "Introduction" section, it is important to allow imaging tissues surrounding the lesion, as well as letting the radiologist to choose the probe orientation in order to avoid undesired shadows and to observe the lesion from a desired angle of view. Consequently, the robot should not completely prevent the user from moving away from the target. To simulate such behavior, a robot control that generates a wrench corresponding to the sum of two compression springs of stiffness, k_1 and k_2, respectively, was implemented. Both springs have a null-free length. One connects I and I_1, whereas the second one connects I_1 and I_2:

$$\mathscr{E}_1 = \begin{bmatrix}0 & 0 & -k_1 l_1 & 0 & 0 & 0\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}_{I_1}; \quad \mathscr{E}_2 = \begin{bmatrix}-k_2 l_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}_{I_2} \quad (3)$$

The applied wrenches thus provide a state of equilibrium at $I = I_1$ and $I_1 = I_2$, when the task is successfully accomplished. The complete wrench applied to execute the task is the sum of $\mathscr{E}_1$ and $\mathscr{E}_2$:

$$\mathscr{E}_{\text{task}} = \mathscr{E}_1 + \mathscr{E}_2 \quad (4)$$

$$= \begin{bmatrix}-k_2 l_2 & 0 & -k_1 l_1 & -k_1 l_1 l_P & -k_1 l_1 l_2 & k_2 l_2 l_P\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}_{P}$$

$$\text{with } (I_2 - P) = l_P \mathbf{y}_P. \quad (5)$$

This controller is applied to the robot at a 1 kHz rate. In order to ease the manipulation, a viscosity term depending on the end-effector velocity at O_6 is added for proper damping, while a gravity compensation of the US probe's weight is added.

Experiments

Protocol

Tests have been performed by 22 naive subjects using the setup. A large number of subjects have been recruited to account for inter-subject variability and still obtain statistically significant results. It was not possible to recruit such a large number of radiologists. This is why the results are not to be considered as an absolute performance evaluation but, rather, as a differential comparison between assisted and nonassisted manipulation. Notice that since the task to be realized is not a conventional clinical gesture, even radiologists would have been considered as naive subjects with respect to the task and the robot assistance.

For Test 1, the subjects are presented with a target lesion chosen in the MX images. They start (at $t = 0$) with the US probe in its rest position (at one corner of the breast phantom) and have to localize this particular target on the phantom using US. When subjects think they have localized the lesion from a first guess, they give a vocal feedback (at $t = t_1$). Then, they proceed to analyze the surrounding tissues (seeking for other points of interest) in order to verify their first guess, as a radiologist would do in a real situation. Once they are certain to have localized the lesion, a second vocal feedback is given (at $t = t_2$) and the test is stopped. During Test 2, the subjects are asked to scan the entire target lesion (not only its central point) using US. This corresponds to a clinical phase where the radiologist wants to characterize the lesion (shape and size). Test 2 starts (at $t = t_3$) with the US probe already positioned above the lesion to be examined. Four different scanning methods are used within Test 2. First, the user is asked to visualize the lesion in the US images under as many different perspectives (probe orientations) as possible within 30 s. For the three remaining scanning methods, the subject is asked to execute a particular movement and has only 10 s to scan the lesion. Three movements compatible with the probe–paddle contact geometry are selected: translations along the compression paddle plane, rotations around the paddle normal vector $\mathbf{n}_\pi$ and rotations around the intersection of the US plane and the paddle surface ($\mathbf{z}_P \times \mathbf{n}_\pi$). Test 2 terminates at $t = t_e$. The two tests performed are summarized here (see Fig. 18):

- Test 1: subtasks one and two: approximate target localization followed by proper target identification.
- Test 2: subtask three: entire target lesion scan.

The test are run under two conditions: Either the robot is in a transparent mode (no forces applied, mode 1), or the robot applies the elastic force fields depicted in "Robot control" section (mode 2). To avoid increasing learning effects, all Tests 1 (for both actuation modes) have been executed in a row and prior to Tests 2. The subjects have thus not been habituated to the phantom geometry during Tests 1. User performances for each mode were compared. For Tests 1, two performance indicators were chosen:

- US plane-to-target distance (precision), $d_z = \text{mean}\left(|(I - I_1)^{\mathrm{T}} \mathbf{z}_P|\right)$,
- completion time (duration), t_2.

In order to compare the different time performances, they were normalized over the entire duration of the series of Tests 1 for each subject and both actuation modes, e.g., for mode i: $t_{l,i} = \dfrac{t_{2,i} - t_{0,i}}{\sum_1^2 (t_{2,i} - t_{0,i})}$.

Results of Tests 2 have been grouped for each actuation mode, independent of the movement. The performance indicators are:

- The visibility ratio t_s defined as the ratio between the time span when US plane U and lesion volume S intersect (i.e., when the lesion is visible) and the total duration of the scanning test: $t_s = \frac{t_s'}{t_e - t_2}$, with $t_s' = \sum_{t_2}^{t_e} (t_i - t_{i-1})$, $\forall t_i \in$

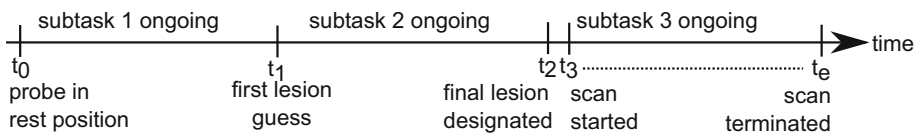


Fig. 18 Time line for Tests

$\{t_3, \ldots, t_e\} : (S \cup U)$ and $t_e - t_2 = 30\,\text{s}$ as imposed by the protocol.
– the US plane-to-target distances (precision), $d_z = \text{mean}\left(|(I - I_1)^{\mathrm{T}}\mathbf{z}_P|\right)$,

Test data have been analyzed using statistical ANOVA (analysis of variance) tests. It indicates whether or not the results obtained per control mode are significantly different. The result of ANOVA tests gives so-called p and F values which have to be interpreted w.r.t. level of confidence as shown here:

– the F-value is the ratio of the variance *between* control modes and the variance *within* each control mode. It quantifies the separation of each sampling group (here control mode) w.r.t. the others. The higher the F value, the more the samplings (control mode) are significantly different.
– the p value depends on the actual F value. A low p value indicates a high confidence in the given statistical result. For a low p value, it is highly probable that the control modes have significant influence on user performances.

In case of $p < 0.05$, one can conclude that the robot control modes have altered the effects on user performances in relation to the analyzed data to a significance level of 95 %.

Results

Table 1 shows the number of properly located lesions for each control mode at the end of Tests 1.

Table 2 shows how subjects changed their guess between the first and second feedback. Without guidance, two subjects rectified their first guess, and one finally chose a wrong lesion as target although it was properly localized at the first feedback. One subject rectified his initial guess with assistance, in a positive way.

Indicators for Tests 1 averaged across subjects are plotted in Fig. 19. The average normalized time needed to localize the lesion was longer in mode 1 ($\bar{t}_{l,1} = 58.1\,\%, \sigma = 15.1\,\%$) than in mode 2 ($\bar{t}_{l,2} = 42.0\,\%, \sigma = 15.1\,\%$), which represents a 28.0 % time reduction brought by the robot guidance. Users also performed worst with mode 1 regarding precision. In this mode, the average US plane-to-target distance ($\bar{d}_z$) is 0.8 cm (1.43 cm), while it is only 0.05 cm (0.17 cm) in mode 2. This represents an improvement of 94.0 % brought by robot guidance. This accuracy can be considered sufficient to image lesions of 0.5 cm diameter in practice.

One-factor ANOVA with subjects as repeated measures was used to analyze each indicator. The robot guidance has a significant effect on the US plane-to-target distances ($F = 7.2$ and $p = 0.014$). Results of completion time ($F = 6.3$ and $p = 0.020$) showed a less but still significant effect for the experiment conditions. Indicators for Test 2 are plotted in Fig. 20. With mode 1, the visibility ratio $\bar{t}_s$ averaged across subjects was 56.7 % (SD 3.3 %) of the total duration of Tests 2. Users have thus only spent about half of the time imaging the lesion, and the rest of the time, it was not visible in the US images although they were explicitly asked to maintain visibility during the scanning movement. With mode 2, $\bar{t}_s$ reached 89.8 % (SD 3.4 %). The target-to-plane distance averaged across subjects, $\bar{d}_z$, was analyzed regarding its mean

Table 1 Number of properly located lesions during Tests 1 over 22 subjects

Actuation mode	1 (Without guidance)	2 (With guidance)
Results at $t = t_1$	12	14
Results at $t = t_2$	13	15

Table 2 Change of chosen lesion between both feedbacks during Test 1

Actuation mode	1 (Without guidance)	2 (With guidance)
Wrong → proper	2	1
Proper → wrong	1	0
No change, wrong	8	7
No change, proper	11	14

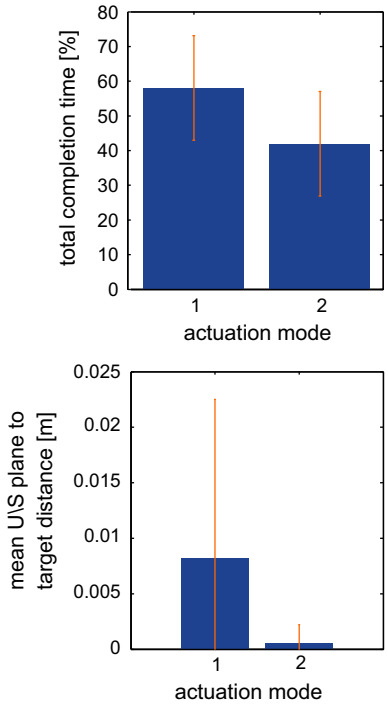


Fig. 19 Results of Tests 1: mean localization time and US plane-to-target distance

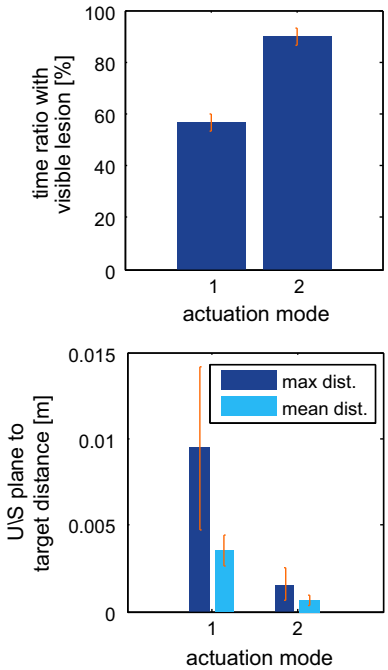


Fig. 20 Results of Tests 2: results for visibility ratio and US plane-to-target distance

and maximum values across the four different scanning methods of Tests 2, denoted mean($\bar{d}_z$) and max($\bar{d}_z$), respectively. The indicator max (mean(d_z)) is larger in mode 1 [0.95 cm (SD 0.47 cm)], to be compared to 0.16 cm (SD 0.1 cm) for mode 2. The maximal distance was thus decreased by 83 % by the use of guidance. A similar relation can be observed for mean($\bar{d}_z$). Its value is 0.35 cm (SD 0.09 cm) for mode 1 and only 0.06 cm (SD 0.03 cm) for mode 2. This corresponds to an improvement of 82 %. One-factor ANOVA run with subjects as repeated measures again showed a significant effect of the two actuation modes: $F = 210.8$, $p = 0.0007$ for visibility ratio, $F = 17.2$, $p = 0.0250$ for max US plane-to-target distance and $F = 80.2$, $p = 0.003$ for mean US plane-to-target distance. p values are equally below 0.002 for results of each independent Tests 2 series (i.e., free movement or the three imposed movements).

Discussion and conclusions

The aim of this work was to propose a solution for combining MX and US breast scans without changing the breast geometry. This is motivated by clinical literature reporting diagnostic errors due to breast geometry changes between MX and US examinations. In order to minimize the dual-examination duration, which is crucial as breast compression induces pain to the patient, we have proposed to assist the physician in locating, with the US probe, a lesion identified in the 3D MX images. A comanipulated robot was developed to help scanning the breast with an US probe through the MX compression paddle.

In order to allow for immediate operation as soon as the patient is installed, we have proposed to install the robot fixed w.r.t. the DBT imaging device and to calibrate the system. The overall system precision is 1.29 mm, which is sufficient with regard to the clinical application, where lesions of 5 mm need to be identified.

A test protocol was presented to conduct two tests that are both related to the medical application. The first tests aims at evaluating robot guidance for localizing a lesion which was previously defined in the X-ray images. The second tests aims at quantifying robot influence when scanning a target lesion. The studied task consists of a pointing/scanning exercise, where the US beam intersects a breast lesion.

Table 1 shows a slight increase in the ability of properly identifying the target lesion thanks to the use of the robot. The low stiffness used throughout the experiments in order to let the user scan the system is certainly a reason for that low improvement, which is yet of approx. 10 %. More importantly, the use of a robot increases precision during both tests, nearly 94 %. Furthermore, it decreases the time needed to properly localize a target using US by nearly 30 %. During the scanning phase, the visibility ratio was increased by 60 %, indicating that keeping the lesion visible during the US scanning phase is easier. We hypothesize that this could allow for localizing smaller lesions.

In summary, it was shown that user performance increased significantly with robot assistance in terms of speed and precision.

Acknowledgments This work is partially funded by ANRT under CIFRE Grant 247/2009 and by French state funds managed by the ANR within the Investissements d'Avenir program (Labex CAMI) under reference ANR-11-LABX-0004.

Compliance with ethical standards

Conflicts of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

Research involving human participants All procedures performed in studies involving human participants were in accordance with the ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the 1964 Helsinki declaration and its later amendments or comparable ethical standards. This article does not contain any studies with animals performed by any of the authors.

Informed consent was obtained from all individual participants included in the study.

References

1. Berg WA, Blume JD, Cormack JB, Mendelson EB, Lehrer D, Bhm-Vlez M, Pisano ED, Jong RA, Evans WP, Morton MJ, Mahoney MC, Hovanessian Larsen L, Barr RG, Farria DM, Marques HS, Boparai K (2008) Combined screening with ultrasound and mam-

mography vs mammography alone in women at elevated risk of breast cancer. J Am Med Assoc (JAMA) 299(18):2151–2163
2. Besl PJ, McKay HD (1992) A method for registration of 3-d shapes. IEEE Trans Pattern Anal Mach 14:227–241
3. Bonneau E, Taha F, Gravez P, Lamy S (2004) Surgicobot: surgical gesture assistance cobot for maxillo-facial interventions. Perspect Image-Guided Surg 1:353–360
4. Booi RC, Kruecher JF, Goodsitt MM, O'Donnell M, Kapur A, LeCarpentier GL, Roubidoux MA, Fowlkes JB, Carson PL (2007) Evaluating thin compression paddles for mammographically compatible ultrasound. Ultrasound Med Biol 33(3):472–482
5. Buchberger W, Niehoff A, Obrist P, DeKoekkoek-Doll P, Duenser M (2000) Clinically and mammographically occult breast lesions: detection and classification with high-resolution sonography. Semin Ultrasound CT MRI 21(4):325–336
6. Conway W, Hayes C, Brewer W (1991) Occult breast masses: use of a mammographic localizing grid for us evaluation. Radiology 181(1):143–146
7. Davies B, Fan K, Hibberd R, Jakopec M, Harris S (1997) A mechatronic based robotic system for knee surgery. In: IASTED International Conference on Intelligent Information Systems, pp. 48–52
8. Dombre E, Khalil W (2007) Robot Manipulators: Modeling, Performance Analysis and Control. Control Systems, Robotics and Manufacturing Series. Wiley-ISTE
9. D'Orsi C, Bassett L, Berg W (2003) Breast imaging reporting and data system: ACR BI-RADS-Mammography, 4th edn. American College of Radiology, Reston
10. Francoise V, Sahbani A, Morel G (2011) A comanipulation device for orthopedic surgery that generates geometrical constraints with real-time registration on moving bones. In: Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on, pp. 38–43
11. Gordon P, Goldenberg S (1995) Malignant breast masses detected only by ultrasound: a retrospective review. Cancer 76(4):626–630
12. Harvey JA, Bovbjerg VE (2004) Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk1. Radiology 230(1):29–41
13. Kaplan S (2001) Clinical utility of bilateral whole breast us in the evaluation of women with dense breast tissue. Radiology 221(3):641–649
14. Kapur A, Carson P, Eberhard J, Goodsitt M, Thomenius K, Lokhandwalla M, Buckley D, Roubidoux M, Helvie M, Booi R, LeCarpentier G, Erkamp R, Chan H, Fowlkes J, Thomas J, Landberg C (2004) Combination of digital mammography with semi-automated 3d breast ultrasound. Technol Cancer Res Treat 3(4):325–334
15. Kolb TM, Lichy J, Newhouse JH (2002) Comparison of the performance of screening mammography, physical examination, and breast us and evaluation of factors that influence them: An analysis of 27,825 patient evaluations 1. Radiology 225(1):165–175
16. Kragic D, Marayong P, Li M, Okamura AM, Hager GD (2005) Human-machine collaborative systems for microsurgical applications. Int J Robot Res 24(9):731–741
17. Leconte I, Feger C, Galant C, Berlire M, Berg B, D'Hoore W, Maldague B (2003) Mammography and subsequent whole-breast sonography of nonpalpable breast cancers: the importance of radiologic breast density. Am J Roentgenol 180(6):1675–1679
18. Poquet C, Vitrani MA, Morel G (2014) Proximal comanipulation of a minimally invasive surgery instrument to emulate distal forces. In: CRAS 2014, 4th Joint Workshop on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery, pp. 48–51
19. Schneider O, Troccaz J (2001) A six degree of freedom passive arm with dynamic constraints (padyc) for cardiac surgery application: preliminary experiments. Comput Aided Surg 6:340–351 (**special issue on medical robotics**)
20. Schneider O, Troccaz J, Chavanon O, Blin D (2000) Padyc: a synergistic robot for cardiac puncturing. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 2883–2888
21. Vitrani MA, Morel G (2008) Hand-eye self-calibration of an ultrasound image-based robotic system. In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 1179–1185

Annexe C

Article IJCARS 2016

Prostate biopsies assisted by comanipulated probe-holder : First in Man
Vitrani, MA. and Baumann, M. and Reversat, D. and Morel, G. and Moreau-Gaudry, A. and Mozer, P.
International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin Heidelberg – conditionnaly accepted – 2015

Noname manuscript No.
(will be inserted by the editor)

Prostate biopsies assisted by comanipulated probe-holder: First in Man

Marie-Aude Vitrani · Michael Baumann · David Reversat · Guillaume Morel · Alexandre Moreau-Gaudry · Pierre Mozer

Received: date / Accepted: date

Abstract *Purpose: a comanipulator for assisting endorectal prostate biopsies is evaluated through a first-in man clinical trial. This lightweight system, based on conventional robotic components, possesses 6 degrees of freedom. It uses 3 electric motors and 3 brakes. It features a free mode, where its low friction and inertia allow for natural manipulation of the probe and a locked mode, exhibiting both a very low stiffness and a high steady state precision.*
Methods: Clinical trials focusing on the free mode and the locked mode of the robot are presented. The objective is to evaluate the practical usability and performance of the robot during clinical procedures. A research protocol for a prospective randomized clinical trial has been designed. Its specific goal is to compare the accuracy of biopsies performed with and without the assistance of the comanipulator.
Results:The accuracy is compared between biopsies performed with and without the assistance of the comanipulator, across the 10 first patients included in the trial. Results show a statistically significant increase of the precision.

Keywords Robotics · Comanipulation · First-in-Man · prostate biopsy

M.-A. Vitrani, D. Reversat, G.Morel and P. Mozer are with (1) Sorbonne Universités UPMC Univ. Paris 06, UMR 7222, ISIR, Paris, France, (2) INSERM, U1150, Agathe-ISIR, F-75005, Paris France, (3) CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France. Email: {reversat, mozer, vitrani, morel}@isir.upmc.fr, · P. Mozer is with APHP Piti Salpêtrière Hospital, Urology Department, France, · M.Baumann is with Koelis Inc. Email: {baumann}@koelis.com, · A. Moreau-Gaudry is with (1) Laboratory of Techniques for Biomedical Engineering and Complexity Management Informatics, Mathematics and Applications, University Grenoble Alpes, Grenoble, France, (2) Laboratory of Techniques for biomedical engineering and complexity management informatics, mathematics and applications, National Center for Scientific Research, Grenoble, France, (3) Investigation Clinical Center 1406, National Institute of Health and Medical Research, Grenoble, France, (4) Technological Innovation - Investigation Clinical Center, Department of Public Health, University Hospital, Grenoble, France . Email: {alexandre.moreau-gaudry}@imag.fr. This work is partially funded french state funds managed by the ANR within the Investissements d'Avenir programme (Labex CAMI) under reference ANR-11-LABX-0004.

1 Introduction

1.1 Prostate cancer

Prostate cancer (PCa) is the fourth leading cause of cancer death in the world. With more than 900.000 new cases of prostate cancer each year in the world [1], PCa is one of the major public health problems, with growing incidence about 1 man in 7 that will be diagnosed with PCa during his lifetime, but whose therapeutic responses are not adapted to its growth. It is widely accepted today that a majority of patients would benefit in new clinical strategies as Active Surveillance or Focal Treatment.

The diagnosis is based on different exams. The Digital Rectal Evaluation and the Prostate Specific Antigen rate are performed during the screening phase while biopsy session is the only examination allowing to diagnose the cancer. It consists of sampling the prostate tissue using a biopsy needle. In 2013, more than 230.000 new prostate cancer cases have been detected in the USA, thanks to hundreds of thousands biopsy procedures [1].

The good distribution of biopsies in the prostate is the key aspect of the procedure as it limits the risk not to detect an existing tumor and the risk to overestimate a tumor extend. During standard examination, the urologist has to construct a mental 3D volume of the prostate using the 2D cross section provided by the ultrasound image. This is rather challenging, due to the mobility and deformations experienced by the prostate when moving the probe or inserting the needle, or caused by the patient motions [14, 24].

A major technical difficulty arises from the desired precision for the needle placement, which is typically a few mm [15, 23].

1.2 Robotic devices to assist for prostate needle insertion

Precisely positioning needles in a prostate is of crucial importance in terms of public health. It is required both for prostate biopsies and for brachytherapy, which consists of inserting radioactive seeds through a needle across the prostate volume in order to irradiate the cancerous tissue. Robotic assistance to needle placement in the prostate has been the object of interest for the robotics community in the past years. A recent exhaustive overview of these systems can be found in [12]. Two criteria can be used to categorize these systems:

- Needle insertion path: transrectal or transperineal
- Images used for guidance: ultrasonic images or MRI

Transperineal needle insertion ([5, 7, 9, 10, 12, 17, 18, 27]) involves, most of the time, a general anesthesia, which means more important risks and higher cost. It is mainly devoted to brachytherpy and not to biopsies, apart from [22], where a transperineal access is proposed for biopsies.

Using an MRI, as proposed in [11, 13, 16, 22], induces a cost increase which limits its adoption, in particular for biopsy procedures whose cost should be limited as it is a common diagnostic procedure.

To avoid limitation form both MRI imaging and transperineal access, our system uses ultrasound images and allows transrectal needle insertion, as proposed in [13, 21].

1.3 Assistance for prostate needle insertion through comanipulation

A major difference of our approach with respect to all the above-cited systems lies in the fact that the robotic device, called Apollo, does not move autonomously. Rather, it is comanipulated.

The urologist and the robot both manipulate the probe. Thus, with Apollo, the probe positioning is left to the urologist. During the positioning phase, the robot, whose end-effector is attached to the probe, shall leave the probe motion as free as possible. This first function is called the *free mode*. Once the probe has been manually positioned, Apollo provides a second function: the *locked mode*, during which the urologist has his/her hands free to perform the needle placement and the biopsy. Note that Apollo offers other advanced assistance functions, such as prostate-probe contact force enhancement [26], or autonomous fine positioning based on 3D USI [20]. These functions were not used in the present clinical study.

Being used as a simple free-locked device in the present clinical study, Apollo is comparable with the system Artemis commercialized by Eigen [2]. Two major differences between Apollo and Artemis can be noticed.

First, Artemis is to be registered to the patient as its Remote Center of Motion (RCM, which is a fixed point through which the transducer axis is constrained to pass) needs to precisely coincide with patient's anus. This induces a specific and careful procedure for the arm installation. On the contrary, Apollo possesses 6 degrees of freedom which allows for rough positioning of the base, simply accounting for workspace (reach) constraints. Apollo's kinematics is detailed in Sec. 2.1.

Second, Artemis is not active. In other words, whenever the urologist locks the device with brakes and releases the transducer, one may observe a probe displacement due to the fact that the force balance has been changed. Only a very high stiffness of the arm can limit this deformation. Because the patient is awake and may move, this rigidity is not desirable. On the contrary, when set in locked mode, Apollo exhibits a low stiffness. Meanwhile, thanks to its actuators and its controller (see Sec. 2.3), it can reach with a high precision the locked position in spite of disturbances.

We hypothesize that this last characteristics is of high impact on the clinical practice as it improves precision. However, to our knowledge, there is no evaluation of the probe displacement when the locked mode is turned on with Artemis. The first-in-man trial reported in Sec. 3 aims at comparing the biopsy accuracy when performed with and without Apollo's assistance. A clinical research protocol for a prospective randomized clinical trial has been designed to evaluate, for the first time, on patients, this non CE marked innovative medical device. A device called Urostation Touch® provides ground thruth measurements. Results for the ten first patients (five with robot and five without) included in this study show an increase of the precision thanks to the robot.

2 Proposed system

In this section, the main characteristics of Apollo are presented. A more detailed description, together with an in vitro evaluation can be found in [19].

2.1 Apollo's kinematics

As evidenced from clinical data in [25], the required workspace for the probe main axis can be modeled by a cone, whose origin coincides with the anatomical entry point, and the angle is typically 60 degrees, see Fig. 1, upper left corner. A picture of Apollo is given in Fig. 1.

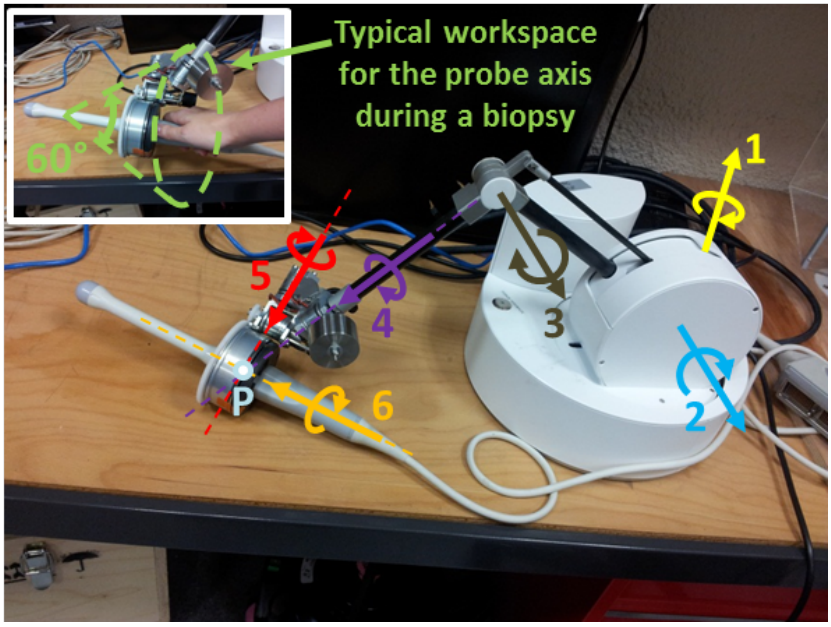


Fig. 1 General view of the proposed TRUS probe comanipulator called Apollo

Apollo is made of 6 pivot joints serially assembled according to a conventional anthropomorphic geometry: the 3 first joints form the shoulder and the elbow, while the wrist is composed of the three last joints, whose axes coincide at a point P, see Fig. 1. The geometry is completely described by Table 1 according to Denavit and Hartenberg notation, [8].

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	$-\pi/2$	0	0	θ_2
3	0	0.25 m	0	θ_3
4	$\pi/2$	0	0.3 m	θ_4
5	$-\pi/4$	0	0	θ_5
6	$\pi/2$	0	0	θ_6

Table 1 Denavit and Hartenberg parameters of the comanipulator

The last pivot axis is designed in such a way that it leaves an 8 cm diameter cylindrical hole whose axis coincides with the rotational axis. An interface part is designed to adapt to any specific probe shape and to connect to the robot end-effector. This part is fixed on the probe and can be placed into the robot end effector thanks to a mechanical connector involving magnets.

2.2 Actuation

In order to maintain a high transparency (low friction, low weight, low inertia) for the robot's free mode, while being able of maintaining the biopsy target at a precise location despite unknown disturbances in the locked mode, a hybrid actuation system is chosen:

- For the three wrist joints, small electromagnetic brakes are installed (Kebco 01.P1.300). The control of the brakes is binary: the brakes are either locked (ON), which corresponds to the unpowered state, or free (OFF), which corresponds to powered state.
- To be able to compensate for the possible displacements due to external forces, electric motors (Maxon RE35) are mounted on the three first joints.

Furthermore, to increase transparency in the free mode:

- the motors are placed near the robot base, in such a way that their mass does not significantly affect the robot's inertia.
- a cable transmission is used to limit joint friction.
- load springs are mounted on joints 2 and 3 to compensate for the robot weight.

The robot has been fabricated by Haption, a French company that commercializes high forces haptic interfaces [3].

2.3 Assistance function

When the urologist wants to move the probe, the robot, whose end-effector is attached to the probe, shall leave the probe motion as free as possible. This first function is called the *free mode*. On the contrary, once the probe has been positioned, the urologist can switch to the *locked mode*.

The robot links weight is balanced by counterweights and springs in such a way that there is no need for compensation of the robot weight by the actuators. However, to ease the comanipulation a gravity compensation is running to compensate for the weight of the probe.

During the free mode, brakes are OFF and nothing else but gravity compensation needs to be controlled as the robot was designed to ensure high transparency and reversability, see Fig. 2.

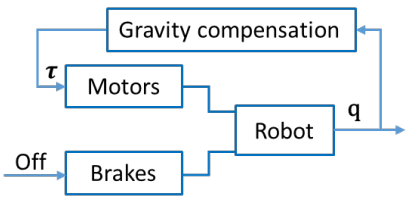


Fig. 2 Control loop to achieve Free mode

For the locked mode, a controller was developed to obtain simultaneously low stiffness and high precision. An inner loop compensates for gravity and emulates a spring between actual and desired locations. An external integrator is added to ensure precise positioning, see Fig. 3. This integrator is saturated to avoid windup.

As demonstrated in [19], even though the inner loop spring exhibits a low stiffness, this system allows to compensate for displacements that occur when the urologist releases the probe, within a few seconds.

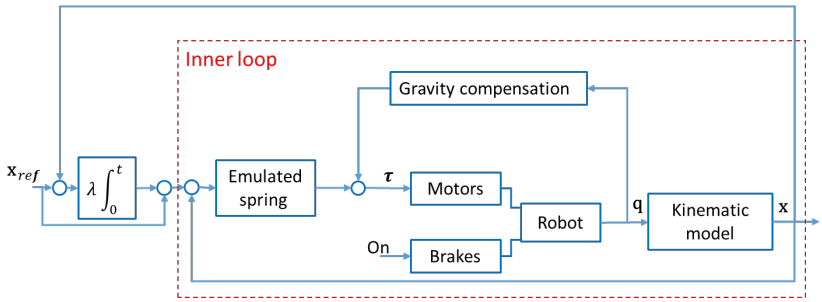


Fig. 3 Control loop to achieve Locked mode

3 Clinical trial

Following the successful in vitro and in cadavero experiments [19], a clinical trial focusing on the free mode and the locked mode of the robot was prepared. The objectives are to evaluate the practical usability and performance of the robot on patients, with a main objective focused on the accuracy of biopsies performed with and without the assistance of the medical device Apollo.

An exhaustive risk analysis was performed to identify and control potential risks for patients and users. Furthermore, the robotic system was improved to comply with the applicable norms for medical devices, in particular the norms for basic safety of medical electrical equipment (EN 60601-1) and for medical software lifecycle process (IEC 62304).

A clinical research protocol has been designed as a prospective randomized clinical trial, with respect to the scientific state-of-the-art and the current regulatory frame related to clinical evaluation with non CE marked devices. The sponsor is the Grenoble University Hospital and the clinical trial has been authorized by the relevant french regulatory bodies: Agence Nationale du Médicament et des Produits de Santé (ANSM), the ethical comitee (Comité de Protection des Personnes Sud-Est V, CPP) and the Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL). The authorization number is *NCT*02132975.

Twenty patients were included in this proof of concept study. The first patient (without robot) was included in November 2014, after obtaining the permissions to conduct the trial by all legal authorities, making it possible to perform the first intervention with robotic assistance in march 2015.

3.1 Protocol

3.1.1 General installation

Figure 4 shows the overall system installation in the operationing room.

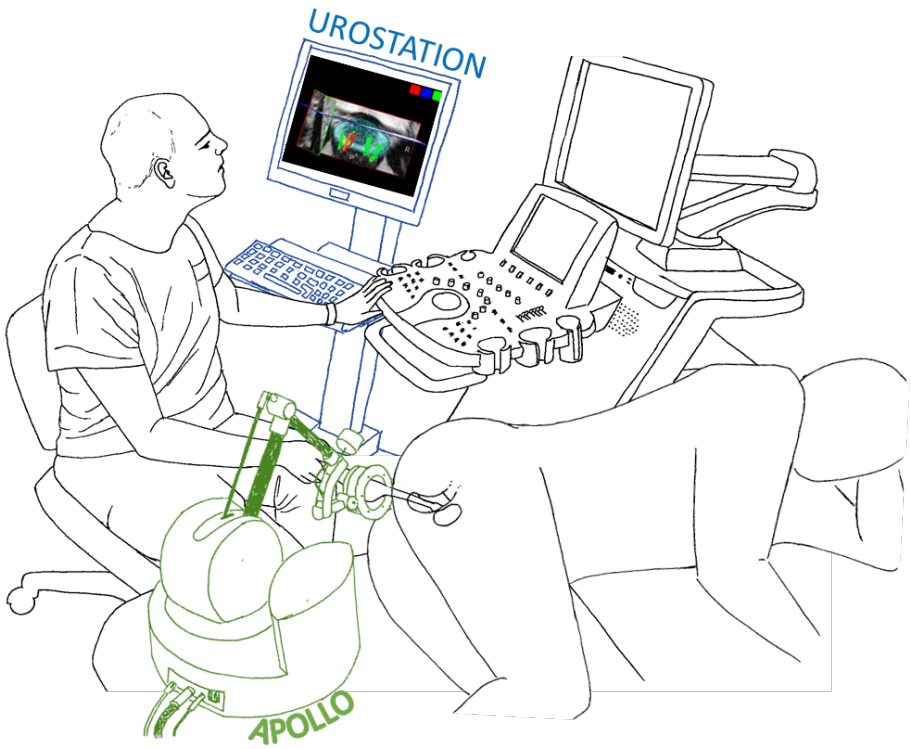


Fig. 4 Urostation Touch® and Apollo installation

In order to monitor the adequate positioning of the probe, the urologist was using a Urostation Touch®, produced by the company Koelis (La Tronche, France), [4]. This system, which is approved for clinical use, is connected to a 3D ultrasound machine (Samsung V20). It is a mobile platform integrating several applications to assist prostate biopsy procedures with 3D imaging and intraoperative image fusion capabilities, within the usual clinical routine.

Urostation Touch® connects to an ultrasound scanner equipped with a 3D endocavitary probe. It receives, stores and processes 3D Dicom images of the prostate as the physician performs the biopsy procedure. It combines full-3D TRUS and automatic organ-based tracking [6] to create and visualize in real time the 3D mapping of biopsy samples, see Fig. 5.

Furthermore, it offers to the urologist the possibility to perform what is called a ”virtual biopsy”: the urologist records a 3D US image which is registered to the reference 3D image. Knowing the displacement computed by the registration algorithm, the Urostation Touch® displays the expected location of the biopsy needle.

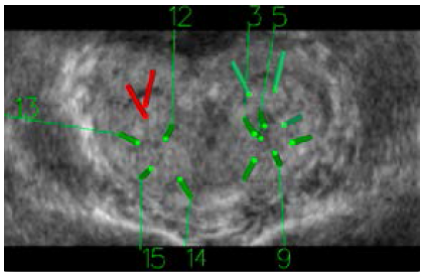


Fig. 5 3D mapping of biopsy samples from Urostation Touch®

3.1.2 Scenario

For the robotized procedures, the robot is installed in the operating room before the biopsy session starts, see Fig. 6.

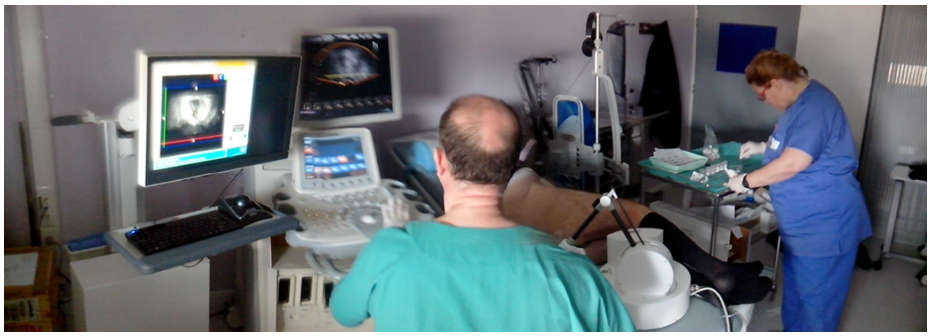


Fig. 6 Room installation with the robot Apollo and the Urostation Touch®

The patient lies on left-lateral decubitus position. The robot (when used) is installed on patient's bed, behind his legs and the urologist connects the probe to the robot. An endorectal ultrasound probe fitted with a needle guide is inserted in the patient rectum Fig. 7-left. A local anesthesia is then preformed.

First, the probe is inserted into the patient's rectum (either manually or, for patients with robot, in the free mode). Immediately after introducing the probe, the urologist records a reference 3D US image. This reference image is displayed on a screen interface.

Then the urologist moves the probe toward a first desired biopsy site. To this aim, he/she uses the real time 2D US image and mental reconstruction of the anatomical geometry.

When the urologist thinks that the probe position is satisfactory for the biopsy, he/she makes a 3D US acquisition to visualize the "virtual biopsy". When the virtual biopsy is satisfactory (i.e. the currently targeted site as displayed in the 3D reference image is adequate), the urologist performs the biopsy and finally acquires a new 3D US image. In other words, for each biopsy, both the intended location and the effective location are recorded.

When done, the urologist can proceed to the next biopsy and repeat the above procedure until all the biopsies have been done. During the trial, the urologist had to position the probe at twelve different locations, according to the conventional sextant scheme (see Fig. 7-up-

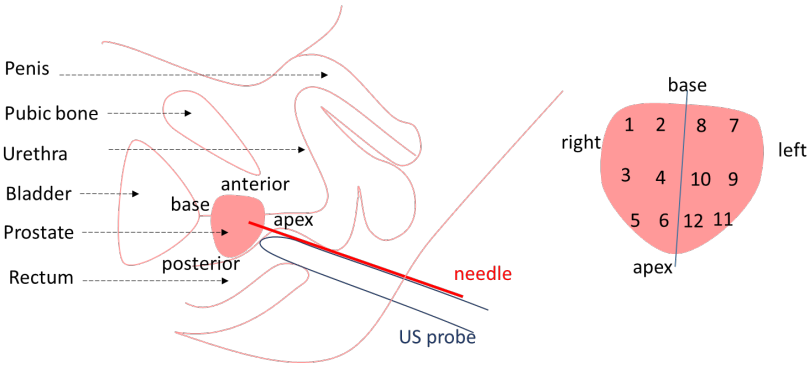


Fig. 7 Anatomical description and Sextant scheme

left). This scheme is a general guideline used by the urologist but is not converted to exact target locations visualized in the reference 3D images.

The urologist also had to perform 3 supplementary biopsies targeted toward one suspicious lesion observed in MRI data (presenting a suspicious lesion from a preoperative MRI examination was indeed a criterion for inclusion in the clinical trial). This lesion is made visible in the reference 3D image displayed on the screen, thanks to an MRI-3DUS registration algorithm implemented in the Urostation Touch®.

For a given biopsy site, when the robot is not used, the urologist needs to manually maintain the probe from the beginning of the first 3D acquisition (virtual biopsy) the end of the second 3D acquisition (real biopsy). This corresponds to the current practice in clinical routine when using the Urostation Touch®. On the contrary, when using the robot, the urologist selects the locked mode at the beginning of the first acquisition. He/she switches back to the free mode after the end of the second acquisition, when moving the probe toward the next biopsy location.

We hypothesize that the robot can minimize the displacement that occurs between the virtual biopsy (intended location) and the real biopsy (effective location). This is what was measured during the trial.

3.2 Results

The overall clinical study included 20 patients and three different urologists with various levels of expertise. We present here a first statistical analysis performed for the 10 first patients. Among them, two patients (patients 1 with robot and 8 without robot) were discharged from the study: the first one because of a needle guide material problem, the second one because he did not stop his anticoagulant treatment. The following data are thus given for 8 patients (4 with robot and 4 without robot). Patient clinical characteristics are given in Table 2.

Hereafter, the quantitative parameters are described using mediane, 25th and 75th percentil. The qualitative indicators are expressed as number and percentage. Due to the small number of patient, a non parametric Mann-Whitney-Wilcoxon test has been chosen.

Table 2 Patients clinical characteristics.

Characteristics	with Robot ($n = 4$)	without robot ($n = 4$)
Age (year) (NA= 0), median [IQ]	60 [58.5 ; 62.2]	71 [63 ; 75.5]
BMI (NA= 0), median [IQ]	25.8 [24.9 ; 26.2]	28.4 [26.4 ; 30.8]
PSA rate (ng/ml) (NA= 0), median [IQ]	11.1 [6.3 ; 15.8]	9.3 [8.2 ; 10.3]
Prostate Volume (cm3) (NA= 0), median [IQ]	39.5 [28.5 ; 54.2]	56.5 [50 ; 71.5]
Suspected lesion size (mm) (NA= 0), median [IQ]	7.5 [6.8 ; 8.5]	14 [11 ; 19.5]

3.2.1 Main criterion : distance between virtual and real biopsies

The main criterion analysed is the distance between the virtual (desired) biopsy and the real one. A typical 3D map for the biopsies, as computed by the Urostation Touch® for a given patient, is showed on Fig. 8

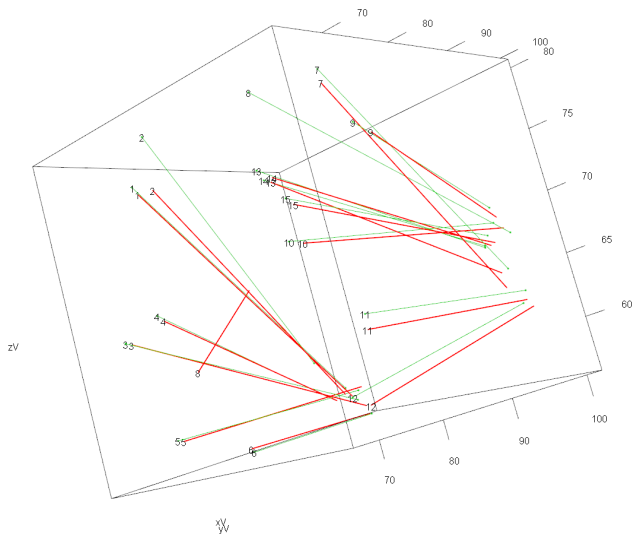


Fig. 8 3D maps of the biopsies for patient 4 with robot ; in red virtual biopsie - in green real biopsies

The results are given for the 8 patients in Table 3.

The statistics for the median distance per patient (across fifteen biopsies) are given in Table 4. The median distance between virtual and real biopsies per patient is lower thanks to the robot ($-0.77mm = -46\%$) with a statistical significance ($p = 0.029 < 0.05$).

3.2.2 Secondary criteria

Several other criteria were defined in order to evaluate the impact of the use of the robot on the clinical practice.

The complete duration of the procedure (from the beginning of the installation to the patient's exit) was 33 minutes without robot and 41 minutes with the robot (median values

Table 3 distance between virtual and real biopsies (in mm).

Patient	Group	Min	Q1	Median	Mean	Q3	Max	STD	N
2	manual	0.88	1.55	2.08	2.39	3.03	5.03	1.2	15
3	manual	0.73	1.51	1.78	1.97	2.52	4.3	0.91	15
4	robot	0.27	0.45	0.74	0.93	1.17	2.34	0.63	14
5	manual	1.07	1.33	1.56	1.82	2.01	3.16	0.65	15
6	robot	0.33	0.52	1.01	1.28	1.74	3.14	0.94	15
7	robot	0.24	0.44	1.07	1.08	1.52	2.8	0.75	15
9	manual	0.65	0.91	1.27	1.34	1.65	2.28	0.51	15
10	robot	0.16	0.54	0.8	0.9	1.2	1.66	0.45	14

Table 4 Median distance between virtual and real biopsies (in mm) per group.

Group	Min	Q1	Median	Mean	Q3	Max	STD	N
robot	0.74	0.78	0.9	0.9	1.02	1.07	0.16	4
manual	1.27	1.49	1.67	1.67	1.86	2.08	0.34	4

across the patients). This 8 minutes (25%) increase was due to installation of the robot prior to the patient arrival in the room, as well as to the time spent to show the robot and its control modes to the patient. This difference is not statistically significant ($p = 0.057 > 0.05$) at this stage of the study.

Another secondary criterion was the possibility to explore the overall prostate with the robot. For all the 4 patients, it has been observed that the urologist was not disturbed by any workspace limitation of the robot.

Some qualitative results were also obtained through questionnaires to the urologist and to the patient after the procedure with robot. Urologists were asked about resistance felt during the free mode. They had to choose their answer between none, slight, moderate or high. The urologists declared feeling ”no resistance” when using the robot in the free mode, except, for two sessions, for the rotation around the probe main axis (a moderate resistance was then reported).

The robot was ”compact” to their opinion (they had to choose between ”no presence noticeable”, ”compact”, ”moderately” or ”highly cumbersome”).

Urologists judged ”very useful” the locked mode (they had to choose between useless, comfortable, useful or very useful).

Three patients said they were reassured thanks to the robot use, the fourth one declared it did not change his apprehension. They felt no differences or forces due to switch between free and locked mode.

4 Conclusion

In this paper, we presented Apollo, a comanipulator for assisting endorectal prostate biopsies. This lightweight system, based on conventional robotic components, possesses 6 degrees of freedom. It features a free mode, where its low friction and inertia allows for natural manipulation of the probe and a locked mode, exhibiting both a very low stiffness and a high steady state precision.

A first evaluation with 10 human patients has been reported. Its main objective was to compare the accuracy of biopsies performed with and without the assistance of the medical device Apollo. Results exhibit a statistically significant increase of the precision.

Conflict of interest : The authors declare that they have no conflict of interest.

Research involving human participants: The research protocol for a clinical trial was authorized by the sponsor of the clinical study (Grenoble University Hospital) and the relevant legal authorities through the reference PROSBOT-Apollo Biopsies assisted by co-manipulated robot - Pilot Clinical trial; 2015; Acceptance number NCT02132975.
This article does not contain any studies with animals performed by any of the authors.

Informed consent: Informed consent was obtained from all individual participants included in the study.

References

1. American cancer society. URL http://www.cancer.org
2. Eigen. URL www.eigen.com
3. Haption. URL http://www.haption.fr
4. Koelis. URL http://www.koelis.fr
5. Bassan, H., Hayes, T., Patel, R., Moallem, M.: A novel manipulator for 3d ultrasound guided percutaneous needle insertion. In: Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on, pp. 617–622 (April 2007)
6. Baumann, M., Mozer, P., Daanen, V., Troccaz, J.: Prostate biopsy tracking with deformation estimation. Medical Image Analysis **16**(3), 562 – 576 (2012)
7. van den Bosch, M.R., Moman, M.R., van Vulpen, M., Battermann, J.J., Duiveman, E., van Schelven, L.J., de Leeuw, H., Lagendijk, J.J.W., Moerland, M.A.: Mri-guided robotic system for transperineal prostate interventions: proof of principle. Physics in Medicine and Biology **55**(5), N133 (2010)
8. Denavit, J., Hartenberg, R.S.: A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. Trans ASME J. Appl. Mech **23**, 215–221 (1955)
9. Fichtinger, G., DeWeese, T.L., Patriciu, A., Tanacs, A., Mazilu, D., Anderson, J.H., Masamune, K., Taylor, R.H., Stoianovici, D.: System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative ct guidance. Academic Radiology **9**(1), 60 – 74 (2002)
10. Fichtinger, G., Fiene, J.P., Kennedy, C.W., Kronreif, G., Iordachita, I., Song, D.Y., Burdette, E.C., Kazanzides, P.: Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy. Medical Image Analysis **12**(5), 535 – 545 (2008). Special issue on the 10th international conference on medical imaging and computer assisted intervention - MICCAI 2007
11. Fischer, G., Iordachita, I., Csoma, C., Tokuda, J., DiMaio, S., Tempany, C., Hata, N., Fichtinger, G.: Mri-compatible pneumatic robot for transperineal prostate needle placement. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on **13**(3), 295–305 (June 2008)
12. Hungr, N., Baumann, M., Long, J., Troccaz, J.: A 3-d ultrasound robotic prostate brachytherapy system with prostate motion tracking. IEEE Transactions on Robotics **28**(6), 1382–1397 (2012)
13. Krieger, A., Iordachita, I., Guion, P., Singh, A., Kaushal, A., Menard, C., Pinto, P., Camphausen, K., Fichtinger, G., Whitcomb, L.: An mri-compatible robotic system with hybrid tracking for mri-guided prostate intervention. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **58**(11), 3049–3060 (Nov. 2011)
14. Lagerburg, V., Moerland, M.A., Lagendijk, J.J., Battermann, J.J.: Measurement of prostate rotation during insertion of needles for brachytherapy. Radiotherapy and Oncology **77**(3), 318 – 323 (2005)
15. Lu-Yao, G., Albertsen, P., Moore, D., Shih, W., Lin, Y., Di Paola, R., Barry, M., Zietman, A., O'Leary, M., Walker-Corkery, E., Yao, S.: Outcomes of localized prostate cancer following conservative management. JAMA **302**(11), 1202–1209 (2009)
16. Patriciu, A., Petrisor, D., Muntener, M., Mazilu, D., Schar, M., Stoianovici, D.: Automatic brachytherapy seed placement under mri guidance. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **54**(8), 1499–1506 (Aug.2007)
17. Phee, L., Xiao, D., Yuen, J., Chan, C.F., Ho, H., Choon, H., Christopher, C., Wan, S.N.: Ultrasound guided robotic system for transperineal biopsy of the prostate. In: Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, pp. 1315–1320 (April)

18. Podder, T., Ng, W.S., Yu, Y.: Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy. In: Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 1233–1236 (Aug.2007)
19. Poquet, C., Mozer, P., Vitrani, M.A., Morel, G.: An endorectal ultrasound probe comanipulator with hybrid actuation combining brakes and motors. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on **20**(1), 186–196 (2015). DOI 10.1109/TMECH.2014.2314859
20. Poquet Torterotot, C., Vitrani, M.A., Mozer, P., Morel, G.: Achieving high precision in prostate biopsy thanks to robot closed loop control based on 3d ultrasound imaging. In: Surgetica 2014, pp. 1–4 (2014)
21. Schneider, C., Okamura, A., Fichtinger, G.: A robotic system for transrectal needle insertion into the prostate with integrated ultrasound. In: Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004 IEEE International Conference on, vol. 1, pp. 365–370 Vol.1 (April-1 May)
22. Song, S.E., Cho, N., Fischer, G., Hata, N., Tempany, C., Fichtinger, G., Iordachita, I.: Development of a pneumatic robot for mri-guided transperineal prostate biopsy and brachytherapy: New approaches. In: Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on, pp. 2580–2585 (May 2010)
23. Stattin, P., Holmberg, E., Johansson, J.E., Holmberg, L., Adolfsson, J., Hugosson, J., on behalf of the National Prostate Cancer Register (NPCR) of Sweden: Outcomes in localized prostate cancer: National prostate cancer register of sweden follow-up study. Journal of the National Cancer Institute **102**(13), 950–958 (2010)
24. Stone, N.N., Roy, J., Hong, S., Lo, Y.C., Stock, R.G.: Prostate gland motion and deformation caused by needle placement during brachytherapy. Brachytherapy **1**(3), 154 – 160 (2002)
25. Torterotot, C., Mozer, P., Baumann, M., Vitrani, M., Morel, G.: Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies. In: Proc. of the Hamlyn Symposium on Medical Robotics, ISBN: 978-0-9563776-1-6, pp. 47–48 (2010)
26. Torterotot-Poquet, C., Vitrani, M.A., Mozer, P., Morel, G.: Ultrasound image-based comanipulation for enhanced perception of the contacts with a distal soft organ. In: Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on, pp. 1140–1146 (Dec.2011)
27. Wei, Z., Ding, M., Downey, D., Fenster, A.: 3d trus guided robot assisted prostate brachytherapy. In: J. Duncan, G. Gerig (eds.) Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2005, *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3750, pp. 17–24. Springer Berlin Heidelberg (2005)

Annexe D

Article TRO 2016

Applying virtual fixtures to the distal end of a minimally invasive surgery instrument
Vitrani, M.-A. and Poquet-Torterotot, C. and Morel, G.
IEEE Transactions on Robotics – conditionally accepted – 2016

CONFIDENTIAL. Limited circulation. For review only
IEEE T-RO Submission no.: 15-0377.1

Applying virtual fixtures to the distal end of a minimally invasive surgery instrument

Marie-Aude Vitrani, Cécile Poquet, Guillaume Morel

***Abstract*—The comanipulation paradigm, in which a user and a robot simultaneously hold a tool, allows for gesture guidance. In particular, virtual fixtures, which are geometrical constraints imposed to the tool by the robot, have received a great interest in the domain of surgical applications. So far, this concept has been implemented in the context of open surgery. This paper explores the application of virtual fixtures for minimally invasive surgery, where the tool is inserted in the patient through a fulcrum. Here, a key issue is to return to the surgeon forces that are virtually applied at the instrument distal tip, while the robot is physically attached to the instrument proximal handle.**

To this aim, two approaches are investigated. A first approach consists in applying a full wrench at the proximal end of the instrument that is equal to the wrench constituted by a pure force applied to the instrument's distal tip. A second approach consists in applying a pure force to the instrument proximal end, thanks to a lever model about the fulcrum.

The two approaches are compared through experiments during which naive subjects blindly perform virtual object palpation and robot guided movements. During experiments, indicators involving motion and force analysis are computed. The user capacity to distinguish between several virtual objects is evluated as well. Although drastically different, the two approaches provide assistance with a surprisingly similar level of efficiency.

I. Introduction

A. Virtual Fixtures and Comanipulation

Virtual fixtures are geometrical constraints actively imposed by a robot to its end-effector [1]. They have been conceived in the context of telemanipulation, where they were applied to a motorized master arm. In this case, they constitute an additional haptic feedback provided to the user, thus easing the slave telemanipulator control, [2]. In the present paper, virtual fixtures are considered in the context of *comanipulation*.

Comanipulation is a paradigm in which a robot and a subject simultaneously hold a tool and perform a task. The two most basic functions that a comanipulator can exhibit are a *free mode*, where the tool movements are not constrained at all, and the *locked mode*, where the robot prevents the tool from any movements [3]. In between, the robot can apply a partial constraint. A first approach consists in imposing a given geometrical equality constrain to the tool. For example the robot can impose that a given point T of the tool remains still, while the tool orientation around T is freely set by the user. In a second approach, virtual fixtures can be conceived as inequality constraints, thus separating the space into free regions and forbidden regions. The reader interested in more details on these approaches and their implementation can consult a recent review on virtual fixtures in [4].

Authors are with (1) Sorbonne Universités UPMC Univ. Paris 06, UMR 7222, ISIR, Paris, France, (2) INSERM, U1150, Agathe-ISIR, F-75005, Paris France, (3) CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France. Email: {poquet, vitrani, morel}@isir.upmc.fr.

This work was partly supported by the project PROSBOT funded by ANR, TECSAN 2011 program, under reference ANR-11-TECS-0017 and by french state funds managed by the ANR within the Investissements d'Avenir programme (Labex CAMI) under reference ANR-11-LABX-0004.

B. Application to assistance to surgery

The concepts of comanipulation and virtual fixtures have received an increasing interest in the particular context of surgical robotics.

Figure 1. Comanipulating an instrument through a fulcrum: left – the 6 DOFs robot Apollo assists a urologist who manipulates an endorectal ultrasound probe to perform prostate biopsies, [5]; right – the same concept applied to endoscopic surgery

Most examples concern orthopedic surgery [6]–[8], with a particular focus on assistance to bone milling. Virtual fixtures are used to delimit forbidden regions, where the milling instrument shall not penetrate, in order to preserve bony tissue. As a result, the surgeon is assisted in sculpting a region whose geometry has been defined during a planning procedure. In this scenario, a peroperative procedure is to be performed at the beginning of the operation to register the bone and the robot. Comanipulation and virtual fixtures for bone surgery are now available for clinical practice, *e.g.* with the Makoplasty system whose efficiency in increasing the gesture precision has been proven though clinical cases, [9]. The gesture precision is even increased when a visual feedback is used in combination with a force feedback, [10].

C. Key hole surgery: the fulcrum

In this paper we focus on applying comanipulation and virtual fixtures in the context of so-called *key hole surgery*, as illustrated in Fig. 1. Elongated instruments are introduced into the patient's body through natural orifices or small incisions. The instrument possesses only 4 Degrees of Freedom (DOFs):

three independent rotations around the insertion point and one translation along the instrument longitudinal axis.

This forms a kinematic constraint, which has led in the past to different kinematic designs for robotic instrument holders. In some cases, such as [11], a 4 DOF robot exhibiting a *remote center of motion* (RCM) is used. This implies the robot base body to be carefully placed in the workspace prior to instrument manipulation, in such a way that its RCM coincides with patient's entry point. In other cases, a conventional 6 DOFs robot is used. This allows placing the robot base independently from the insertion point location. Such a 6 DOFs robot can be fully actuated, as in [12]. In this case, one has to solve for the kinematic constraint in real time, using either a knowledge on the fulcrum location, as proposed in [13]–[15], or an additional sensor to estimate this location, as proposed in [16]. The robot can also be partially actuated, as in [17]. Here, a first combination of 3 active DOFs is used to position the wrist center; 2 passive DOFs in the wrist allows free orientation of the instrument axis while the last DOF, corresponding to the instrument rotation around its axis, is motorized. Such a combination allows to respecting the kinematic constraint independently from the location of the fulcrum with respect to the robot base, while using four actuators only.

D. Force control for manipulation involving a fulcrum

Little literature is available on force control through a fulcrum. Most of it proposes to integrate a force sensor at the distal end of the instrument and to implement a distal force closed loop controller (see *e.g.* [13]). This question is treated independently from the robot kinematics and fulcrum constraint. The aim here is, in a context of force feedback tele-operated systems, to control the instrument-organ interaction despite disturbance forces applied at the fulcrum.

In the context of comanipulation, the question of force control is not limited to the distal interaction. Rather, it is required to deal with simultaneous distal (instrument-organs) and proximal (instrument-surgeon-robot) interactions, while minimizing the forces applied to the fulcrum. This question is treated in [18], where a 4 DOFs comanipulation robot exhibiting a RCM is presented for the implementation of a force feedback loop, when forces are applied both at the distal and proximal ends of an endoscopic surgery instrument. This configuration is shown to raise specific kinematic stability problems, formally studied in [19].

Meanwhile, to our knowledge, there is no literature dealing with the control of the wrench applied by a 6 DOFs robot to the handle of an instrument in order to produce virtual fixture to its distal end, the instrument being comanipulated through a fulcrum. Such a configuration illustrated in Fig. 1, for two different applications: prostate biopsies, where the comanipulted instrument is an endorectal utrasound probe insterted through the anus and endoscopic surgery, where the robot and the surgeon comanipulate an elongated instrument through a trocar. In these applications, the use of a 6 DOFs robot rather than an RCM allows avoiding to precisely register the robot base with respect to the patient anatomy thus easing the installation. However, it has the disadvantage, compared to 4 DOFs robot with RCM appropriately registered, to possibly apply undesired forces at the fulcrum.

The present paper deals with the force control of such a comanipulated system. More precisely, the main question under investigation is how to apply a wrench, with a 6 DOFs robot, to the handle of an instrument inserted through a fulcrum, in such a way that a user holding the handle feels that a given force is distally applied. A secondary question concerns the minimization of the forces applied to the fulcrum during such an operation. The paper is organized as follows. Two possible strategies for computing the distal wrench are proposed in Sec. II. They are compared through experiments described in Sec. III. Results are discussed in Sec. V.

II. Two possible control strategies

A. Problem formulation

Our aim in this paper is to evaluate how to generate distal virtual fixtures for a minimally invasive instrument comanipulated at its proximal end.

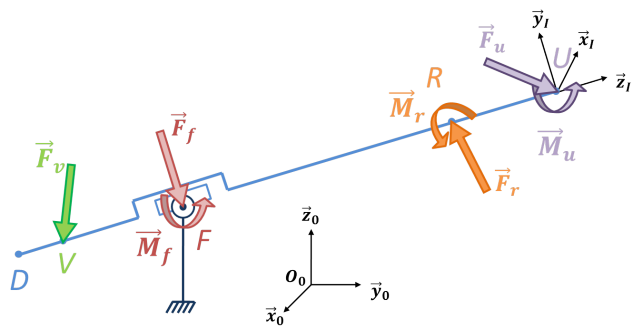


Figure 2. Wrenches applied to a comanipulated key-hole surgery instrument.

As depicted in Fig. 2, the instrument is modeled as a straight line joining the proximal (user) end U to the distal end D. A frame $\mathscr{F}_I = (U, \vec{x}_I, \vec{y}_I, \vec{z}_I)$, with $\vec{z}_I = (1/\|\overrightarrow{DU}\|)\overrightarrow{DU}$ is attached to the instrument. Three wrenches are applied to the instrument during a comanipulated experiment.

Firstly, the user applies a wrench denoted:

$$\{\mathscr{W}_u\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_u \\ \vec{M}_u \end{Bmatrix}_U , \tag{1}$$

where $\vec{F}_u$ is a vector force and $\vec{M}_u$ is a vector moment applied at proximal point U.

Secondly, the wrench applied by the patient to the instrument through the fulcrum F is noted:

$$\{\mathscr{W}_f\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_f \\ \vec{M}_f \end{Bmatrix}_F , \tag{2}$$

where $\vec{F}_f$ is a vector force and $\vec{M}_f$ is a vector moment applied at the insertion point F.

Notice that if a 4 DOFs joint model is assumed for the fulcrum, leaving free only three rotations around a fixed point F and one translation along $\vec{z}_I$, then the twist representing the velocity of the instrument with respect to a fixed frame, writes, at Point F:

$$\{\mathscr{T}_I\} = \begin{Bmatrix} \vec{\omega} = \omega_x \vec{x}_I + \omega_y \vec{y}_I + \omega_z \vec{z}_I \\ v_z \vec{z}_I \end{Bmatrix}_F . \quad (3)$$

Reciprocally, if friction is neglected, then the joint does not dissipate any mechanical power for all the possible velocities of the instrument. This allows to establish [20] that the wrench transmissible through the fulcrum writes:

$$\{\mathscr{W}_f\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_f = F_{fx}\vec{x}_I + F_{fy}\vec{y}_I \\ \vec{M}_f = \vec{0} \end{Bmatrix}_F . \quad (4)$$

The third wrench applied to the instrument is produced by the comanipulator. In this paper, the robot is supposed to be able of applying a controlled wrench:

$$\{\mathscr{W}_r\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_r \\ \vec{M}_r \end{Bmatrix}_R , \quad (5)$$

where $\vec{F}_r$ is a vector force and $\vec{M}_r$ is a vector moment applied at a given proximal point R.

The robot shall be programmed to apply virtual fixtures. The virtual fixture generator, by itself, does not fit in the scope of the paper. A conventional approach is supposed to be used: considering the position and orientation of the instrument, the virtual fixture generator shall produce a virtual force that can be either repulsive (forbidden region) or attractive (guide), see examples in Sec. III. In a conventionnal configuration, this vector force $\vec{F}_v$ should be applied at a distal point V, inside the patient, whose location is also provided by the virtual fixture generator. However, in the configuration on minimally invasive surgery, the robot shall apply a wrench $\{\mathscr{W}_r\}$ at a proximal point W in such a way that the user feels that the virtual wrench $\{\mathscr{W}_v\}$:

$$\{\mathscr{W}_v\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_v \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_V \quad (6)$$

has been distally applied.

How to compute $\{\mathscr{W}_r\}$ from $\{\mathscr{W}_v\}$ is the central question of this paper, as depicted in Fig. 3. It is important to notice that, from a mechanical point of view, the answer to this question is not unique due to the presence of internal forces. In other words, given a solution $\{\mathscr{W}_{r1}\}$ that provides a satisfactory behavior for the robot control, any other solution $\{\mathscr{W}_{r2}\}$ that writes:

$$\{\mathscr{W}_{r2}\} = \{\mathscr{W}_{r1}\} + \{\mathscr{W}_{f1}\} , \quad (7)$$

where $\{\mathscr{W}_{f1}\}$ corresponds to a wrench verifying Eq. (4) can result in the same user (felt) wrench. Indeed, the difference between $\{\mathscr{W}_{r2}\}$ and $\{\mathscr{W}_{r1}\}$ can be totally compensated by the fulcrum wrench without changing the user wrench.

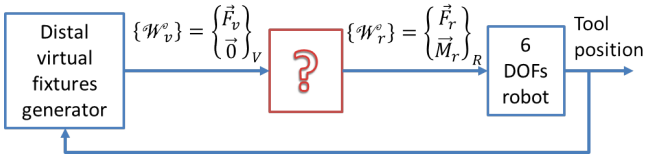


Figure 3. The problem under consideration in this paper: how to compute a proximal wrench $\{\mathscr{W}_r\}$ to be applied by the robot that will be felt by the user as if a wrench $\{\mathscr{W}_v\}$ was distally applied

Combining Eq. (7) with Eq. (4), the condition for two robot wrench solutions to be equivalent writes:

$$\exists \phi_x \in \mathbb{R},\ \exists \phi_y \in \mathbb{R}\ /\ \{\mathscr{W}_{r2}\} - \{\mathscr{W}_{r1}\} = \begin{Bmatrix} \phi_x \vec{x}_I + \phi_y \vec{y}_I \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_F . \quad (8)$$

This formulation raises a question on the forces ϕ_x and ϕ_y exerted at the fulcrum. Indeed, in the context of minimally invasive surgery, it is desired that these forces are minimized. However, because $\{\mathscr{W}_u\}$ is *a priori* unknown, and may also include components that are transmissible through the fulcrum (thus affecting $\{\mathscr{W}_f\}$), it is impossible to *a priori* compute the solution for $\{\mathscr{W}_r\}$ that will minimize $\{\mathscr{W}_f\}$.

We will thus consider two arbitrary approaches to compute $\{\mathscr{W}_r\}$ from $\{\mathscr{W}_v\}$. They are drastically different and will be compared experimentally.

B. Exact Wrench Computation (EWC)

The most immediate way to emulate $\{\mathscr{W}_v\}$ with the robot is to apply with the robot a wrench $\{\mathscr{W}_r\}$ that is equal to the wrench $\{\mathscr{W}_v\}$. This corresponds to the conventional wrench moment displacement formula:

$$\{\mathscr{W}_r\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_v \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_V = \begin{Bmatrix} \vec{F}_v \\ \overrightarrow{RV} \times \vec{F}_v \end{Bmatrix}_R = \begin{Bmatrix} \vec{F}_v \\ -l_V \vec{z}_I \times \vec{F}_v \end{Bmatrix}_R \quad (9)$$

where $l_V > 0$ is defined by $l_V \vec{z}_I = \overrightarrow{VR}$.

C. Lever Model Computation (LMC)

Another possible approach consists in using the lever principle, *i.e.* balancing the distal pure force $\vec{F}_v$ with a proximal pure force $\vec{F}_r$. With this approach, the robot is controlled to apply a wrench with a null moment at point R ($\vec{M}_r = \vec{0}$). It shall balance the pure force $\vec{F}_v$ applied at point V, given the particular kinematic constraint imposed by the fulcrum.

One shall compute $\{\mathscr{W}_r\}$ (with a null moment at point R) that is mechanically equivalent to $\{\mathscr{W}_v\}$ for all the movements permitted by the fulcrum. In other words, assuming that the kinematic constraint is depicted by Eq. (3), $\{\mathscr{W}_r\}$ shall develop the same mechanical power as $\{\mathscr{W}_v\}$, $\forall \{\omega_x, \omega_y, \omega_z, v_z\} \in \mathbb{R}^4$.

Denoting:

$$\{\mathscr{W}_r\} = \begin{Bmatrix} F_{rx}\vec{x}_I + F_{ry}\vec{y}_I + F_{rz}\vec{z}_I \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_R , \quad (10)$$

it is straightforward to show that the mechanical power developed by $\{\mathscr{W}_r\}$ is:

$$\begin{aligned} P_r &= \{\mathscr{T}_I\} \odot \{\mathscr{W}_r\} \\ &= \begin{Bmatrix} \omega_x \vec{x}_I + \omega_y \vec{y}_I + \omega_z \vec{z}_I \\ v_z \vec{z}_I + \overrightarrow{RF} \times \vec{\omega} \end{Bmatrix}_R \odot \begin{Bmatrix} F_{rx} \vec{x}_I + F_{ry} \vec{y}_I + F_{rz} \vec{z}_I \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_R \\ &= l_F\, \omega_y F_{rx} - l_F\, \omega_x F_{ry} + v_z F_{rz} \end{aligned} \tag{11}$$

where $\odot$ stands for the screw scalar product and $l_V > l_F > 0$ is defined by: $l_F \vec{z}_I = \overrightarrow{FR}$. Similarly, denoting:

$$\{\mathscr{W}_v\} = \begin{Bmatrix} F_{vx} \vec{x}_I + F_{vy} \vec{y}_I + F_{vz} \vec{z}_I \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_V , \tag{12}$$

the mechanical power developed by $\{\mathscr{W}_v\}$ writes:

$$\begin{aligned} P_v &= \{\mathscr{T}_I\} \odot \{\mathscr{W}_v\} \\ &= -(l_V - l_F)\, \omega_y F_{vx} + (l_V - l_F)\, \omega_x F_{vy} + v_z F_{vz} \end{aligned} \tag{13}$$

The wrenches $\{\mathscr{W}_r\}$ and $\{\mathscr{W}_v\}$ are equivalent iff:

$$\forall\, \omega_x,\, \omega_y,\, \omega_z,\, v_z \quad P_r = P_v \quad , \tag{14}$$

which is equivalent to:

$$\begin{cases} F_{rz} = F_{vz} \\ F_{rx} = -\frac{l_V - l_F}{l_F} F_{vx} \\ F_{ry} = -\frac{l_V - l_F}{l_F} F_{vy} \end{cases} \tag{15}$$

Thus, denoting the lever factor:

$$\alpha = \frac{l_V - l_F}{l_F} > 0 \quad , \tag{16}$$

the wrench to be applied by the robot for a given force $\vec{F}_v$ virtually applied at point V writes:

$$\{\mathscr{W}_r\} = \begin{Bmatrix} \vec{F}_r = -\alpha F_{vx} \vec{x}_I - \alpha F_{vy} \vec{y}_I + F_{vz} \vec{z}_I \\ \vec{M}_r = \vec{0} \end{Bmatrix}_R . \tag{17}$$

D. Discussion

Two ways of computing $\{\mathscr{W}_r\}$ from a given $\vec{F}_v$ virtually applied at point V are given by Eqs. (9) and (17). In theory, they are mechanically equivalent providing that the kinematic constraint imposed by the patient entry point to the instrument verifies Eq. (3). Indeed, it is straightforward to verify that their difference satisfies the necessary condition given by Eq. (8). From a perceptual point of view, the user may not feel any difference although the values of the force/moment components drastically differ: force components along $\vec{x}_I$ and $\vec{y}_I$ have opposite signs in both Equations while the moment components in Eq. (9) are zeroed in Eq. (17).

In practice, the two computation strategies significantly differ by several aspects. In the next, we list them and explain how they were taken into account to design an experimental set-up allowing for practically investigating these open questions.

i) A first aspect concerns the forces applied by the instrument at the fulcrum. As mentioned earlier, it is impossible to *a priori* determine which strategy will minimize the forces applied at the fulcrum due to the possible contribution of the unknown user wrench to $\{\mathscr{W}_f\}$.To evaluate this question, an experimental apparatus allowing to independently measuring forces and moments at the fulcrum will be used in Sec. III.

ii) The second aspect that distinguishes the two possible approaches for simulating a distal force $\vec{F}_v$ is that, for the LMC approach, it is assumed that deformations induced by tissue elasticity are null, while the EWC approach does not rely on any particular model for the patient-instrument relative kinematics. In practice though, deformations do occur. This could lead to a lack of precision when applying LMC while EWC is still valid. Again, theoretically predicting the effect of this approximation on the quality of force perception for the user is difficult. Rather, an experimental approach will be used in Sec. III to study this question using an apparatus that includes deformations at the fulcrum.

iii) The third difference between the two strategies concerns the data required to compute the robot wrench. For EWC, only the geometry of the robot is to be known, as well as the desired location of V long the instrument axis. Meanwhile, for LMC, α has to be computed from Eq. (16) which, in practice, requires to know where point F stands. In other words, a registration between the robot and the patient is required, which reduces the interest of using a 6 DOFs robot rather than a 4 DOFs RCM robot. In practice, if we want to avoid registration, an arbitrarily constant value $\hat{\alpha}$ can be used instead of α, corresponding to an average lever ratio, typically 1. This strategy will be experimentally evaluated in Sec. III.

iv) The fourth factor that distinguishes the two strategies has a significant impact in practice. While EWC strategy requires 6 actuated DOFs, only 3 actuated DOFs can be sufficient for LMC. Indeed, consider a 6 DOF robot consisting in 3 actuated DOFs serially mounted with a passive (unactuated) 3 DOFs wrist realizing a ball joint at point R. With such a robot, the three first actuators are used to produce a desired $\vec{F}_r$ while the passive spherical wrist ensures that $\vec{M}_r = \vec{0}$. Clearly, in the perspective of transferring the technology to a clinical application, being able of exploiting a robot with only three actuators instead of six brings a significant advantage in terms of robot complexity, weight, inertia and cost. For this reason, such a particular robot kinematic configuration, with 3 actuators only, will be used to implement LMC in the next section.

III. Experiments

Experiments have been conducted in order to compare the efficiency of the two proposed approaches.

A. Experimental set-up

The comanipulator used for the experiments is a 6 active DOFs haptic device (model: Virtuose 6D - provider: Haption). Its kinematics comprises 3 first pivot joints that position a point R and a 3 joint wrist realizing a ball joint around R. Depending on the strategy to be experimented, the wrist joints will be actuated or not. Thanks to a fine mechanical design involving low friction cable transmissions, low inertia fiber

carbon links, and gravity compensation springs, the Virtuose 6D robot allows to control $\{\mathscr{W}_r\}$ in open loop with a high precision.

A rod with a handle is connected to the robot last body in order to emulate a surgical tool. To emulate the patient, a dedicated apparatus has been designed and fabricated. The rod is connected to an intermediate mechanical part through a cylindrical joint. This intermediate part is connected to a fixed drum through four springs as it can be seen on Fig. 4. The springs stiffness has been experimentally tuned in such a way that the obtained behavior is similar to those of an incision point or a natural orifice of a patient. Namely, it is not a perfect link, as the fulcrum point F can be displaced to simulate tissue deformations, while friction appears through the cylindrical link. In order to be able of measuring $\{\mathscr{W}_f\}$, the drum is mounted on a force sensor.

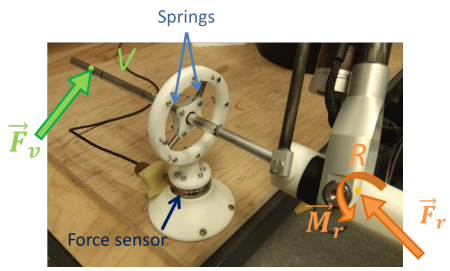


Figure 4. Close up on the mechanical device that emulates the anatomical constraint.

As we want to assess the efficiency of the virtual fixtures for the two proposed control laws, the space that is behind the drum is hidden by a screen. Therefore, the users are not able to directly visualize the tool tip position. A global view of the setup is given in Fig. 5.

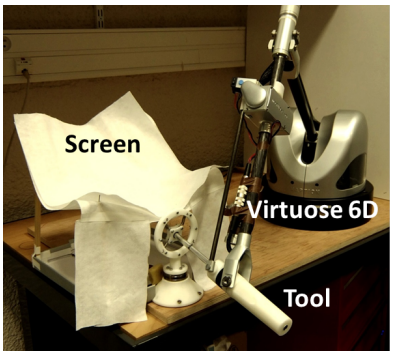


Figure 5. Complete experimental set-up.

B. Virtual Fixtures

Three types of virtual fixtures have been implemented for the experiments.

- Repulsive spherical region

A virtual spherical object, centered at a fixed point C, with a radius r is designed. The projection C' of C on the instrument main axis, namely the line (DU), is first computed. Then, Point V where the force should be applied in case of intersection between the instrument and the sphere is set to:

$$V = \begin{cases} D & \text{if } \left\|\overrightarrow{UC'}\right\| > \left\|\overrightarrow{CD}\right\| \\ C' & \text{otherwise} \end{cases} \tag{18}$$

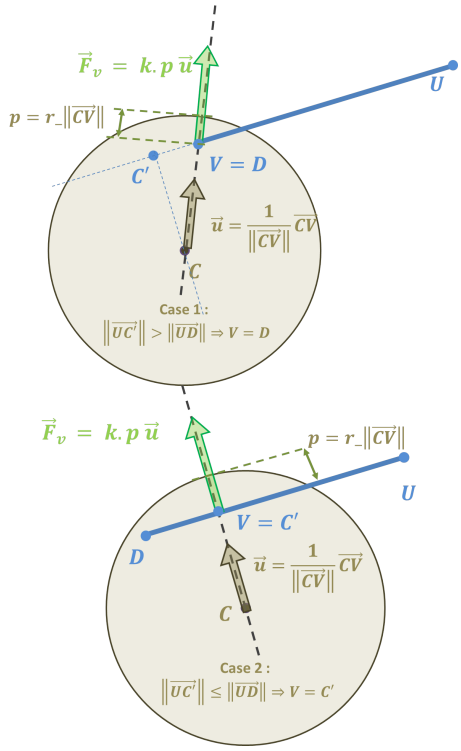


Figure 6. Computation of the virtual force $\vec{F}_v$ to simulate the interaction between the instrument and a virtual sphere

When V belongs to the sphere, then an intersection is detected and a force is applied. The force is radial and proportional to the radial depth of V into the sphere, which writes:

$$\vec{F}_v = \begin{cases} k\frac{\left(r-\left\|\overrightarrow{CV}\right\|\right)}{\left\|\overrightarrow{CV}\right\|}\overrightarrow{CV} & \text{if } r \geq \left\|\overrightarrow{CV}\right\| > 0 \\ \vec{0} & \text{otherwise} \end{cases} \tag{19}$$

where k is a stiffness. This is illustrated in Fig. 6.

- Repulsive plane

A virtual plane Π is defined, thanks to a point $P \in \Pi$ and a normal vector $\vec{n}$, pointing from the forbidden region to the authorized region. The virtual plane applies no forces when the instrument distal tip D is the authorized region and a repulsive force when D is in the forbidden region. Point V is set to the instrument tip D. Its projection on Π, denoted V', is first computed. The force is normal to the plane and proportional to the penetration of V beyond Π, which writes:

$$\vec{F}_v = \begin{cases} k\overrightarrow{V'V} & \text{if } \overrightarrow{VV'}.\vec{n} > 0 \\ \vec{0} & \text{otherwise} \end{cases}, \tag{20}$$

where k is a stiffness.

- Attractive line

A virtual line (Δ) is defined thanks to a point $P \in (\Delta)$ and a unit direction vector $\vec{u}$. The role of the virtual fixture is to help the user keeping the instrument distal tip D on (Δ). To this aim, Point V is set to the instrument tip D. Its projection on (Δ), denoted V', is first computed. The force then simply writes:

$$\vec{F}_v = k\overrightarrow{VV'} \ , \tag{21}$$

where k is a stiffness.

C. Experimental protocol

Fourteen naive subjects have been enrolled in the study, aged 13 to 60. They had to perform 3 different exercises:

1) a Ball Sorting Out (BSO) exercise during which 4 virtual spheres with different sizes were simulated by the robot while the subjects were asked to blindly palpate them and to sort them out from the smallest one to the largest one.
2) a Plane Sorting Out (PSO) exercise during which 4 planes with identical geometry but different stiffnesses were simulated by the robot while the subjects were asked to blindly palpate them and to sort them out from the softest one to the hardest one.
3) a Line Following (LF) exercise during which they were asked to draw a straight line with the instrument tip "following the robot indication".

The common conditions for the three exercise are:

1) *Instructions*: the general context of the study (key hole surgery) is explained to the subjects, with particular emphasis on the prostate biopsy procedure. This is aimed at making them aware that during the exercises, forces applied at the fulcrum should be minimized. They are explicitly asked to pay attention to this objective during all the exercises.
2) *Awareness*: the subjects do not know anything about the goal of the experience. They are asked to do each exercise twice: one trial for each controller, chosen in a random order for the three exercise, thus avoiding an influence of the learning effect on the statistical results. However, the subjects are not aware that two different controllers are being used. They are simply asked to repeat twice each exercise.
3) *Sensory feedback*: the subjects do not see the instrument tip, which is hidden behind the screen. They see only the distal part of the instrument, the insertion apparatus and the robot. This way their perception of virtual objects is only obtained through the kinesthetic feedback.

Note that due to some data recording issues, data could be kept for twelve subjects only concerning the BSO ans PSO exercises while thirteen of them have been included for the statistical analysis of the LF exercise. Hereafter details are given on the parametrization of the three exercises.

Ball sorting out (BSO) In this exercise, the subject must order four virtual balls (randomly labeled 1, 2, 3 and 4), from the smallest to the largest. These balls all have the same stiffness $K = 200\,N/m$ and their radius are log-distributed: $R = \{1.5, 2.4, 3.75, 6\}\,cm$. There is only one virtual ball at a time in the workspace. The balls are directly facing the entry point. Whatever the ball size, its most proximal point is always located at a given place, as illustrated in Fig. 7. Therefore, in order to evaluate the ball size, the subjects must palpate laterally. Figure 8 gives an example of the trajectory of points T and R during a typical ball palpation exercise.

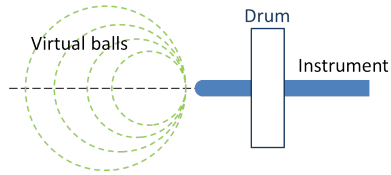


Figure 7. Position of the different virtual balls with respect to the drum.

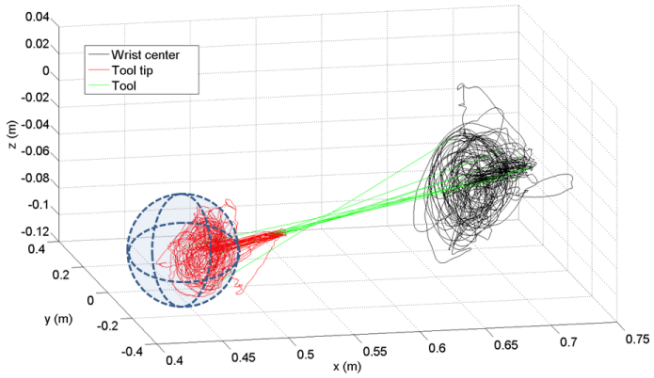


Figure 8. Examples of the typical trajectories observed for different points belonging to the tool during the BSO exercise.

The balls are presented to the subject in a random order, then the subjects can switch to a previously presented ball, as many times as they want. Once they think they have sorted out the balls, they stop the exercise and name the ball from the smallest to the largest.

Plane sorting out (PSO). This exercise is very similar to the previous one, except that the subject must order four virtual elastic planes according to their stiffness, which values are log-distributed: $K = \{200, 340, 580, 1000\}\,N/m$. The virtual plane presents no geometrical particularity with the other elements of the experiments. Note that theoretically, palpating only one point of the plane could be enough for a subject to infer the stiffness. However, all the subjects decided to palpate the plane at several locations and to push against the plane. Figure 9 gives an example of the trajectory of points T and R during a typical ball palpation exercise. The PSO exercise unfolds as the BSO exercise. It stops when the subjects name the plane from the softest to the stiffest.

Line following (LF). In this exercise, an initial configuration is given to the tool by the operator. The subject must then make the tip of the tool following a straight line at his/her own

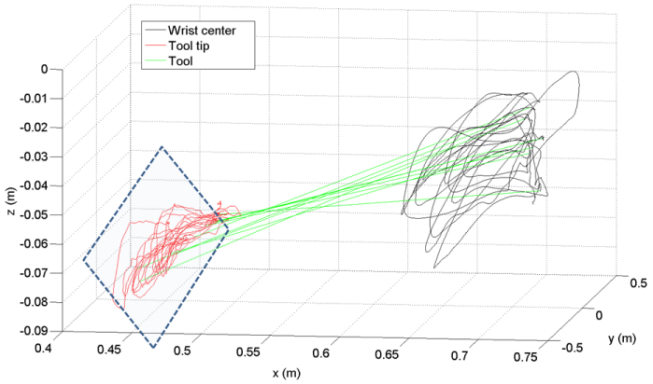


Figure 9. Examples of the typical trajectories observed for different points belonging to the tool during the PSO exercise.

pace, back and forth (3 times). The line direction is unknown, and the subject can use only the force feedback to follow the minimum force path. Figure 10 gives an example of the trajectory of points D and R during a typical line following exercise. Here, the lack of precision comes from the fact that the stiffness is low while the subject has no a priori indication, nor any visual feedback, to identify the direction of the straight line.

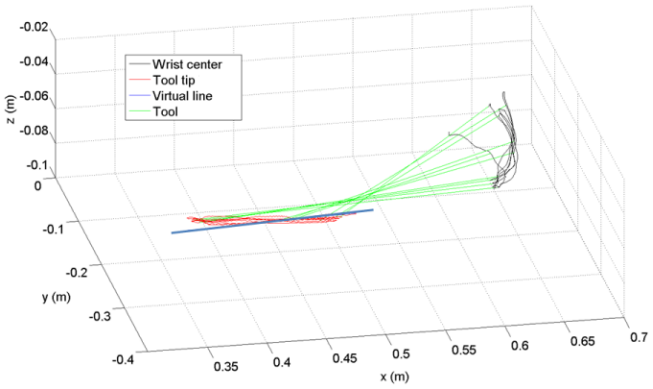


Figure 10. Examples of the typical trajectories observed for different points belonging to the tool during the LF exercise.

D. Indicators

In order to assess the differences between EWC and LMC, several physical variables are recorded during the experiments. Among them, those that are representative of the gesture quality (forces at the fulcrum, positioning precision, movements smoothness) and the perception quality (duration and adequacy of the sorting out exercises) are used as performance indicators. Namely, the selected indicators are:

- for all the exercises:
  - the task completion time t_{total}, which is the time needed by the subject to perform the exercise.
  - the Spectral Arc Length (SAL) of the trajectories of point R as defined in [21]. SAL is the opposite of the length along the spectral curve of a movement. Not only it is an image of the complexity of the movement Fourier magnitude spectrum, but it is also dimensionless and independent of the movement magnitude and duration. Its value is negative; the closer it is to zero, the simpler the movement Fourier spectrum is and thus the smoother the movement is.
  - the maximal force F_{max} applied by the tool on the fulcrum.
  - the mean force F_{mean} applied by the tool on the fulcrum.
- for the BSO and PSO exercises only, a score is computed to quantify the adequacy of the answers. Namely, when the subject sorts out the spheres or the planes without any errors, a score $\sigma = 2$ is given; when all the spheres or planes are correctly sorted out except for one inversion between two consecutive items, a score $\sigma = 1$ is given; when there are more errors than one single inversion, a score $\sigma = 0$ is given.
- for LF exercise:
  - the largest distance d_{max} from the tool tip D to the virtual line.
  - the mean distance d_{mean} from the tool tip D to the virtual line.

IV. Results

All along this paper, an Anova test (Student test) is used to determine whether a difference experimentally observed between two groups of measured values is statistically significant or not. As usually admitted in the human motion analysis literature, tests resulting in a p-value smaller than 0.05 is considered to be statistically significant.

Table I analyzes the accuracy of the subjects' answers for the sorting out exercises.

	BSO		PSO	
	EWC	LMC	EWC	LMC
Correct answers	7	9	6	10
Answers with one inversion	1	2	3	2
Answers with more inversions	4	1	3	0
Mean score σ	1.25	1.67	1.25	1.83
Std. dev. for σ	0.96	0. 65	0.87	0.39
p-value	0.22		0.045	

Table I
Accuracy of the subjects for the sorting out exercises

For both exercises, the measured average score is higher with LMC than with EWC. However, the observed difference between the score means is statistically significant only for the PSO exercise ($p = 0.045$).

Figure 11 shows the indicators for trajectory smoothness, fulcrum force (mean and max) and experiment duration averaged across subjects, for the three exercises.

For all the four indicators, a slight difference between LMC and EWC is observed, in either way. However, results seem globally similar. This similarity is confirmed in Table II. In this table, p-values of the Anova test comparing EWC and

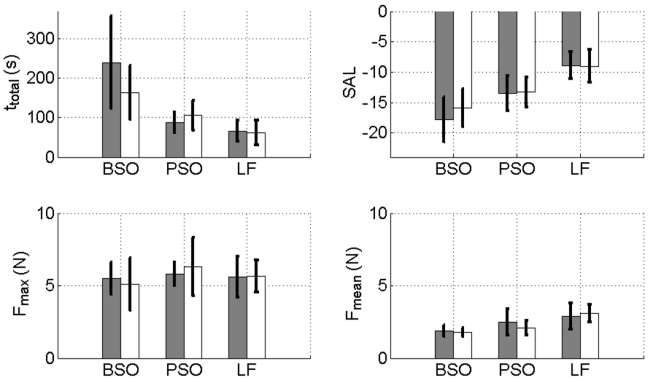


Figure 11. Average value of the different indicators across the subjects, for the three exercises (gray bars: LMC; white bars: EWC). Black lines represent the standard deviation.

LMC for each exercise and each indicator is given. Clearly, all the slight differences observed have no statistical significance since none of the p-values is below 0.05.

	BSO	PSO	LF
t_{total}	0.064	0.199	0.692
SAL	0.189	0.851	0.912
F_{max}	0.337	0.558	0.960
F_{mean}	0.818	0.243	0.639

Table II
RESULTS OF THE STUDENT T-TEST PERFORMED TO COMPARE THE EWC AND LMC PERFORMANCE FOR THE FOUR INDICATORS USED IN FIG. 11 AND THE THREE EXERCISES.

Finally, for the Line Following exercise, the results for the precision (maximum error d_{max} and mean error d_{mean}) are given in Fig. 12. Here, it can be observed that EWC clearly outperforms LMC. This is confirmed through the Anova test made between EWC and LMC since p-values equal 0.0001 for d_{max} and 0.00007 for d_{mean}.

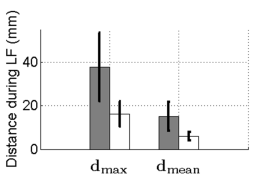


Figure 12. Average value of the precision indicators across the subjects, for the LF exercise (gray bars: LMC; white bars: EWC). Black lines represent the standard deviation.

V. DISCUSSION

Most indicator comparisons between EWC and LMC exhibit no statistically significant difference. From a mathematical point of view, these results shall not be interpreted as a proof for both controllers to perform equally. Rather, these results indicate that the average difference of performance between the two controllers, if any, is too small to be observed through these experiments, given the inter-subject variability. In other words, there is a high probability that the actual difference for these indicators is, indeed, small.

Moreover, subjects were asked, at the end of the session, whether they had felt a difference between the two repetitions of each exercise. The answers fell in three categories:

- one subject felt more comfortable with LMC but wasn't able to explain precisely what was different from the EWC command;
- two subjects felt that EWC provided "more help" than LMC, only for the LF exercise. However, they were not able to differentiate both commands in BSO and PSO exercises;
- ten subjects didn't notice any difference between two repetitions of any exercise.

This confirms that, from the user point of view, there is not much difference between the two controllers.

Focusing now on the results of the sorting out exercises, one observes a statistically significant difference for only one indicator during only one exercise: sorting out planes by their stiffness was done better, in average, with LMC ($\bar{\sigma} = 1.83$) than with EWC ($\bar{\sigma} = 1.25$), with statistical significance ($p = 0.045$). It shall be noticed that the score used for this indicator was made up specifically for this experiment and does not correspond to a standard measure. The statistical significance, which directly depends on the analytical definition of the score, is thus to be considered with caution. We rather focus on the fact that all the other indicators, including those that are usually exploited in this type of experiments, exhibit no statistically significant differences between the two modes.

It is worth noticing that the forces applied at the fulcrum are, in average, rather low: $F_{mean} \approx 2N$ for all the sorting out exercises, under both conditions. Meanwhile, much larger forces were exerted on the virtual objects while large movements were produced by the users, see typical examples in Fig. 8 and Fig. 9. This result was surprising to the authors as, from Eq. (8), large differences in fuclrum forces were expected. We interpret the relative smallness of fulcrum forces as resulting from the fact that subjects were explicitly asked to avoid exerting large forces at the fulcrum. They were trying to precisely maintain point F still. A typical motor behavior for precisely controlling the position of a point under disturbances is to increase the impedance at this point along the direction of the disturbance force. In these experiments, disturbance forces to be rejected to lie in the $(\vec{x}_i, \vec{y}_i)$ plane. It may thus be hypothesized that the subjects selected a motor behavior leading to a high impedance at point F in the $(\vec{x}_i, \vec{y}_i)$ plane. If the subjects' impedance was high at point F, then this would also explain why they essentially did not feel any difference between the two controllers, while actually applying wrenches to balance the fulcrum-compatible robot wrenches.

As for the LF exercise, the precision of the tip trajectory control is higher with EWC than with LMC, with statistical significance, see Fig. 12. For this exercise, subjects' attention is brought to the tip, that shall precisely follow a straight line. Therefore, it can be hypothesized that subjects tend to increase the impedance at the instrument tip. This may be

conflicting with the high impedance requirement at point F. As a result, it can be observed that the fulcrum forces are larger, in average, during LF exercise than during sorting out exercises (see Fig. 11). Note that when following a line, the distal virtual force should be minimized by the subject, while when palpating, eventually large virtual forces should be applied to distinguish between stiffness and sizes. In that sense, the fact that the fulcrum forces are larger for the LF exercise is not a scale effect due to higher distal virtual forces, but rather a consequence of a poorer control at the fulcrum level.

The hypothesis that the fulcrum forces control is degraded during the LF exercise may explain why EWC performs better than LMC. Indeed, remind that EWC control is the exact solution of the problem, independently from any entry point model. therefore, whatever the fulcrum displacement, EWC provides a feedback that exactly corresponds to a pure distal force. Rather, LMC is based on two hypotheses: first, the impedance at F shall be high (infinite) and second, the coefficient α shall be close to 1. These conditions are poorly verified during the *LF* experiments, which may explain the difference between the two modes in terms of tip precision, which depends on how well a subject can interpret the emulated distal force.

Further investigation is certainly needed to evaluate the precision performance for tip guidance. First, remind that the experiments are here performed blindly, while the subject doesn't know in advance the trajectory to follow. In a real surgical configuration, not only the instrument tip is controlled under visual guidance, but also the geometrical constraint is a priori known by the user. Performing LF experiments under these more realistic conditions would probably tend to lower the difference of performance between the two controllers, since the visual feedback would equally contribute to an increased precision in both conditions.

VI. Conclusion

Comanipulation and virtual fixtures offer a demonstrated interest for assistance to surgery. Meanwhile, little attention has been paid so far to the emulation of distal force from proximal comanipulation.

In this paper, this question is demonstrated to admit an infinite number of solutions, due to the fulcrum constraint. Experimental results comparing two possible approaches do not lead to a clear difference between them. From a practical point of view, this similarity may advantageously lead to select LMC rather than EWC. Indeed, contrarily to EWC, LMC can be implemented with a three actuators arm combined to a passive spherical wrist. An example of such a device is given in [5].

Further investigation is to be performed considering now the combination of visual feedback and force feedback, since it is known that the combination of both information leads to increased performances in the context of surgery, [22].

References

[1] J. J. Abbott, P. Marayong, and A. M. Okamura, "Haptic virtual fixtures for robot-assisted manipulation," in *Robotics research*, pp. 49–64, Springer Berlin Heidelberg, 2007.

[2] J. Abbott and A. Okamura, "Virtual fixture architectures for telemanipulation," in *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, vol. 2, pp. 2798–2805 vol.2, Sept 2003.

[3] C. Poquet, P. Mozer, G. Morel, and M.-A. Vitrani, "A novel comanipulation device for assisting needle placement in ultrasound guided prostate biopsies," in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 4084–4091, Nov 2013.

[4] S. Bowyer, B. Davies, and F. Rodriguez y Baena, "Active constraints/virtual fixtures: A survey," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 30, pp. 138–157, Feb 2014.

[5] C. Poquet, P. Mozer, M.-A. Vitrani, and G. Morel, "An endorectal ultrasound probe comanipulator with hybrid actuation combining brakes and motors," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 20, pp. 186–196, Feb 2015.

[6] M. Jakopec, F. Rodriguez y Baena, S. Harris, P. Gomes, J. Cobb, and B. L. Davies, "The hands-on orthopaedic robot acrobot: Early clinical trials of total knee replacement surgery," *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 19, pp. 902–911, Oct 2003.

[7] B. Davies, F. Rodriguez, S. Harris, M. Jakopec, A. Barrett, P. Gomes, and J. Cobb, "An overview of the acrobot robotic surgical system for minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, Supplement 1, no. 0, pp. S211 –, 2006. Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics.

[8] S. Harris, M. Jakopec, y. B. F. Rodriguez, B. Davies, A. Barrett, J. Cobb, P. Gomes, and J. Henckel, "Results of a regulated clinical trial of the acrobot sculptor hands-on robotic system for unicompartmental knee arthroplasty," in *Computer Assisted Orthopaedic Surgery UK, 1st Annual Meeting of CAOSUK*, February 2006.

[9] D. Nawabi, M. Conditt, A. Ranawat, N. Dunbar, J. Jones, S. Banks, and S. Padgett, "Haptically guided robotic technology in total hip arthroplasty: a cadaveric investigation," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 227, no. 3, pp. 302–9, 2013 Mar.

[10] V. Francoise, A. Sahbani, and G. Morel, "A comanipulation device for orthopedic surgery that generates geometrical constraints with real-time registration on moving bones," in *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*, pp. 38–43, Dec 2011.

[11] G. Guthart and J. Salisbury, "The intuitive telesurgery system : overview and application," in *IEEE ICRA'00, International Conference on Robotics and Automation*, pp. 618–621, april 2000.

[12] R. Konietschke, U. Hagn, M. Nickl, S. Jorg, A. Tobergte, G. Passig, U. Seibold, L. Le-Tien, B. Kubler, M. Groger, F. Frohlich, C. Rink, A. Albu-Schaffer, M. Grebenstein, T. Ortmaier, and G. Hirzinger, "The dlr mirosurge - a robotic system for surgery," in *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, pp. 1589–1590, May 2009.

[13] T. Ortmaier and G. Hirzinger, "Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery," in *Intelligent Robots and Systems, 2000. (IROS 2000). Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on*, vol. 1, pp. 565–571 vol.1, 2000.

[14] L. Michelin, E. Dombre, and P. Poignet, "Geometrical control approaches for minimally invasive surgery," in *Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV'04)*, (Remagen, Allemagne), pp. 152–159, march 2004.

[15] M. Vitrani, G. Morel, and T. Ortmaier, "Automatic guidance of a surgical instrument with ulatrasound based visual servoing," in *Proc. of the ICRA 2005*, (Barcelona - Spain), April 2005.

[16] A. Krupa, G. Morel, and M. de Mathelin, "Achieving high precision laparoscopic manipulation through adaptive force control. advanced robotics," in *Advanced Robotics*, vol. 18, pp. 905–926, 2004.

[17] S. Low and L. Phee, "A review of master-slave robotic systems for surgery.," in *MICCAI-Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 2, pp. 145–152, Springer, september 2004.

[18] N. Zemiti, T. Ortmaier, M. Vitrani, and G. Morel, "A force controlled laparoscopic surgical robot without distal force sensing," in *Proc. of the ISER 2004; 9th International Symposium on Experimental Robotics*, (Singapore), June 2004.

[19] N. Zemiti, G. Morel, A. Micaelli, B. Cagneau, and D. Bellot, "On the force control of kinematically defective manipulators interacting with an unknown environment," *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, vol. 18, pp. 307–322, March 2010.

[20] J. Angeles, *Fundamentals of Robotics Mechanical Systems*. Springer, 2014.

[21] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, and E. Burdet, "A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 59, pp. 2126–2136, Aug 2012.

[22] V. Francoise, A. Sahbani, A. Roby-Brami, and G. Morel, "Assistance to bone milling: A tool mounted visual display improves the efficiency of robotic guidance," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6252–6256, July 2013.

Bibliographie

[Abbott 2007] Jake J Abbott, Panadda Marayong et Allison M Okamura. *Haptic virtual fixtures for robot-assisted manipulation.* In Robotics research, pages 49–64. Springer Berlin Heidelberg, 2007. (Cité en page 21.)

[American Cancer Society Inc 2011] . American Cancer Society Inc. Breast cancer facts & figures 2011-2012. Atlanta : American Cancer Society, Inc., 2011. (Cité en page 2.)

[American Cancer Society Inc 2015] . American Cancer Society Inc. Cancer facts & figures 2015. Atlanta : American Cancer Society, Inc., 2015. (Cité en page 5.)

[Balasubramanian 2012] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon et E. Burdet. *A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness.* Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 59, no. 8, pages 2126–2136, Aug 2012. (Cité en page 24.)

[Barratt 2006] D. C. Barratt, G. P. Penney, C. S. K. Chan, M. Slomczykowski, T. J. Carter, P. J. Edwards et D. J. Hawkes. *Self-calibrating 3D-ultrasound-based bone registration for minimally invasive orthopedic surgery.* IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25, no. 3, pages 312–323, March 2006. (Cité en page 11.)

[Baumann 1997] R. Baumann, W. Maeder, D. Glauser et R. Clavel. *The PantoScope : a spherical remote-center-of-motion parallel manipulator for force reflection.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 718 –723, apr 1997. (Cité en page 49.)

[Baumann 2012] Michael Baumann, Pierre Mozer, Vincent Daanen et Jocelyne Troccaz. *Prostate biopsy tracking with deformation estimation.* Medical Image Analysis, vol. 16, no. 3, pages 562 – 576, 2012. (Cité en pages 11 et 19.)

[Becker 2013] B.C. Becker, R.A. MacLachlan, L.A. Lobes, G.D. Hager et C.N. Riviere. *Vision-Based Control of a Handheld Surgical Micromanipulator With Virtual Fixtures.* Robotics, IEEE Transactions on, vol. 29, no. 3, pages 674–683, June 2013. (Cité en page 21.)

[Boctor 2004] E.M. Boctor, R.J. Webster, H. Mathieu, A.M. Okamura et G. Fichtinger. *Virtual remote center of motion control for needle placement robots.* Journal of Computer-Aided Surgery, pages 175–183, 2004. (Cité en page 49.)

[Bonneau 2004] Eric Bonneau, Farid Taha, Philippe Gravez et Sylvie Lamy. *Surgicobot : Surgical gesture assistance cobot for maxillo-facial interventions.* Perspective in Image-Guided Surgery, pages 353–360, march 2004. (Cité en page 28.)

[Bowyer 2014] S.A. Bowyer, B.L. Davies et F. Rodriguez y Baena. *Active Constraints/Virtual Fixtures : A Survey.* Robotics, IEEE Transactions on, vol. 30, no. 1, pages 138–157, Feb 2014. (Cité en page 21.)

[Cagneau 2008] B. Cagneau, G. Morel, D. Bellot, N. Zemiti et G.A. d'Agostino. *A passive force amplifier.* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 2079 –2084, may 2008. (Cité en page 31.)

[Chenguang 2011] Y. Chenguang, G. Ganesh, S. Haddadin, S. Parusel, A. Albu-Schaeffer et E. Burdet. *Human-Like Adaptation of Force and Impedance in Stable and Unstable Interactions.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, no. 5, Octobre 2011. (Cité en page 61.)

[Cinquin 1992] P. Cinquin, S. Lavallee et J. Troccaz. *Igor : Image Guided Operating Robot. Methodology, Applications.* In Proc. IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'92), pages 1048–1049, Novembre 1992. (Cité en page 22.)

[Coffin 2011a] G. Coffin, G. Chevreau, R. Renart-Penna, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Poquet Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker et P. Mozer. *Systematic prostate biopsies may detect more insignificant cancer than MRI lesion target prostate biopsies.* Journal of Endourology, 2011. to appear. (Cité en page 36.)

[Coffin 2011b] G. Coffin, C. Poquet Torterotot, M. Baumann, M.A. Vitrani, G. Morel, G. Chevreau et P. Mozer. *TRUS prostate biopsies pierced area can impact cancer rate detection.* Journal of EndoUrology, page 59, 2011. (Cité en page 36.)

[Coffin 2012] G. Coffin, G. Chevreau, R. Renard-Penna, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Poquet Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker et P. Mozer. *Comparison between systematic and MRI targeted prostate biopsy for patient with no history of prostate cancer attending a first round of trans-rectal ultrasound biopsy procedure.* Journal of Endourology, vol. 11, page 794, 2012. (Cité en page 36.)

[Colgate 1989] J.E. Colgate et N. Hogan. *An analysis of contact instability in terms of passive physical equivalents.* In Proceedings of IEEE Int Conference on Robotics and Automation, pages 404–409, 1989. (Cité en page 21.)

[Colgate 1996] J. Edward Colgate, J. Edward, Michael A. Peshkin et Witaya Wannasuphoprasit. *Cobots : Robots For Collaboration With Human Operators*, 1996. (Cité en page 21.)

[Conway 1991] W.F. Conway, C.W. Hayes et W.H. Brewer. *Occult breast masses : use of a mammographic localizing grid for US evaluation.* Radiology, vol. 181, no. 1, pages 143–146, October 1991. (Cité en page 4.)

[Dalvand 2012] M.M. Dalvand et B. Shirinzadeh. *Remote centre-of-motion control algorithms of 6-RRCRR parallel robot assisted surgery system (PRAMiSS).* IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 3401 –3406, may 2012. (Cité en page 49.)

[Davies 2006] B. Davies, F. Rodriguez, S. Harris, M. Jakopec, A. Barrett, P. Gomes et J. Cobb. *An overview of the Acrobot robotic surgical system for minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty.* Journal of Biomechanics,

vol. 39, Supplement 1, no. 0, pages S211 –, 2006. Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics. (Cité en page 21.)

[Dombre 2003] E. Dombre, G. Duchemin, P. Poignet et F. Pierrot. *Dermarob : A safe robot for reconstructive surgery.* IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 876–884, Octobre 2003. (Cité en page 21.)

[Dombre 2007] E. Dombre et W. Khalil. Robot manipulators : Modeling, performance analysis and control. Control Systems, Robotics and Manufacturing Series. Wiley-ISTE, 2007. (Cité en page 13.)

[Dupuis 2005] O. Dupuis, R. Silveira, A. Zentner, A. Dittmar, P. Gaucherand, M. Cucherat, T. Redarce et R.C. Rudigoz. *Birth simulator : reliability of transvaginal assessment of fetal head station as defined by the American College of Obstetricians and Gynecologists classification.* Am J Obstet Gynecol, vol. 192, 2005. (Cité en page 8.)

[Eldridge 1996] B. Eldridge, K. Gruben, D. LaRose, J. Funda, S. Gomory, J. Karidis, G. McVicker, R. Taylor et J. Anderson. *A remote center of motion robotic arm for computer assisted surgery.* Robotica, vol. 14, no. 01, pages 103–109, 1996. (Cité en page 49.)

[Francoise 2011] V. Francoise, A. Sahbani et G. Morel. *A comanipulation device for orthopedic surgery that generates geometrical constraints with real-time registration on moving bones.* In Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on, pages 38–43, Dec 2011. (Cité en page 61.)

[Francoise 2013] V. Francoise, A. Sahbani, A. Roby-Brami et G. Morel. *Assistance to bone milling : A tool mounted visual display improves the efficiency of robotic guidance.* In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE, pages 6252–6256, July 2013. (Cité en page 62.)

[Haption] Haption. `http://www.haption.fr`. (Cité en page 5.)

[Institut National du Cancer 2011] . Institut National du Cancer. La situation du cancer en france en 2011, collection rapports & synthèses, ouvrage collectif édité par lìnca. Institut National du Cancer, Boulogne-Billancourt, October 2011. (Cité en page 5.)

[Jakopec 2002] M. Jakopec, S.J. Harris, F. Rodriguez y Baena, P. Gomes et B.L. Davies. *Acrobot : a "hands-on" robot for total knee replacement surgery.* 7th International Workshop on Advanced Motion Control, pages 116–120, 2002. (Cité en page 28.)

[Jakopec 2003] M. Jakopec, F. Rodriguez y Baena, S.J. Harris, P. Gomes, J. Cobb et Brian L. Davies. *The hands-on orthopaedic robot Acrobot : Early clinical trials of total knee replacement surgery.* Robotics and Automation, IEEE Transactions on, vol. 19, no. 5, pages 902–911, Oct 2003. (Cité en pages 21 et 28.)

[Jarrasse 2009] N. Jarrasse et G. Morel. *A Methodology to Design Kinematics of Fixations between an Orthosis and a Human Member.* IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Jul. 2009. (Cité en page 24.)

[Karimaghaloo 2008] Z. Karimaghaloo, G. Fichtinger, D. G. Gobbi, E. C. Burdette, R. N. Rohling et P. Abolmaesumi. *Intensity-based registration of prostate brachytherapy implants and ultrasound.* In Biomedical Imaging : From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE International Symposium on, pages 780–783, May 2008. (Cité en page 11.)

[Kennedy 2003] C.W. Kennedy et J.P. Desay. *Force feedback using vision.* In IEEE International Conference on Advanced Robotics, pages 179–184, 2003. (Cité en page 31.)

[Koelis] Koelis. http://www.koelis.fr. (Cité en page 36.)

[Kosuge 1993] K. Kosuge, Y. Fujisawa et T. Fukuda. *Control of robot directly maneuvered by operator.* IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 49 –54, jul 1993. (Cité en pages 21 et 31.)

[Krucker 2002] J. F. Krucker, G. L. LeCarpentier, J. B. Fowlkes et P. L. Carson. *Rapid elastic image registration for 3-D ultrasound.* IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 21, no. 11, pages 1384–1394, Nov 2002. (Cité en page 11.)

[Lamy 2010] X. Lamy. *Conception dd'un interface de pilotage d'un Cobot.* PhD thesis, UniversitÃ© Pierre et Marie Curie, 2010. (Cité en page 21.)

[Li 2007] Ming Li, M. Ishii et R.H. Taylor. *Spatial Motion Constraints Using Virtual Fixtures Generated by Anatomy.* Robotics, IEEE Transactions on, vol. 23, no. 1, pages 4–19, Feb 2007. (Cité en page 21.)

[Long 2005] B. Long, B. Rebsamen, E. Burdet, H. Yu et C.L. Teo. *Elastic Path Controller for Assistive Devices.* In Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the, pages 6239–6242, Jan 2005. (Cité en page 28.)

[Mako-Surgical] Mako-Surgical. http://www.makosurgical.com. (Cité en page 21.)

[Marchal 2006] M. Marchal. *Modeling soft tissues in their environment for computer-assisted medical interventions.* These, Université Joseph Fourier, TIMC, 2006. (Cité en page 6.)

[Marx 2011a] A. Marx, M.-A. Vitrani, B. Herman, R. Iordache, S. Muller et G. Morel. *Synergic comanipulation despite underactuated robot.* In Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on, pages 5756 –5761, may 2011. (Cité en page 53.)

[Marx 2011b] A. Marx, M.A. Vitrani, R. Iordach, S. Muller et G. Morel. *Synergic comanipulation*, 2011. déposé en France en 2011, délivré en 2014 - déposé aux US, en Chine et au Japon en 2012. (Cité en page 53.)

[Marx 2013] A. Marx, M.-A. Vitrani, S. Muller et G. Morel. *Underactuated comanipulation for ultrasound breast exams.* In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE, pages 4871–4874, 2013. (Cité en page 46.)

[Medtech] Medtech. `http://medtech.fr/fr/accueil`. (Cité en page 21.)

[Melo 2012] J. Melo, E. Sanchez et I. Diaz. *Adaptive admittance control to generate real-time assistive fixtures for a COBOT in transpedicular fixation surgery.* In Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on, pages 1170–1175, June 2012. (Cité en page 21.)

[Michelin 2004] L. Michelin, E. Dombre et P. Poignet. *Geometrical control approaches for minimally invasive surgery.* In Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV'04), pages 152–159, Remagen, Allemagne, march 2004. (Cité en page 49.)

[Nanayakkara 2008] N. D. Nanayakkara, B. Chiu, A. Samani, J. D. Spence, J. Samarabandu et A. Fenster. *A Twisting and Bending Model-Based Nonrigid Image Registration Technique for 3-D Ultrasound Carotid Images.* IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 27, no. 10, pages 1378–1388, Oct 2008. (Cité en page 11.)

[Nizard 2011a] J. Nizard, N. Rahmoune, M.A. Vitrani et G. Morel. *Inter- and intra-operator variability of angle of progression measurment on a robotized model.* The official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, vol. 38-1, page 226, october 2011. (Cité en page 39.)

[Nizard 2011b] J. Nizard, M.A. Vitrani et G. Morel. *Variability of measurments of femur length,head circumference, and abdominal circumference using a position tracking system combined to ultrasound.* The official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, vol. 38-1, page 216, october 2011. (Cité en page 39.)

[of Obstetricians and Gynecologists. 1996] American College of Obstetricians and Gynecologists. *ACOG Technical Bulletin.* Int J Gynaecol Obstet, vol. 218, 1996. (Cité en page 8.)

[Ortmaier 2000] T. Ortmaier et G. Hirzinger. *Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery.* In Intelligent Robots and Systems, 2000. (IROS 2000). Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on, volume 1, pages 565–571 vol.1, 2000. (Cité en page 49.)

[Pierrot 1999] F. Pierrot, E. Dombre, E. Dégoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariépy et J.L. Mégnien. *Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback.* Medical Image Analysis, vol. 3, no. 3, pages 285–300, 1999. (Cité en page 21.)

[Poquet Torterotot 2010a] C. Poquet Torterotot, P. Mozer, M. Baumann et M.A. Vitrani. *Analysis of prostate area sampled by TRUS prostate biopsy.* Journal of EndoUrology, page 2147, December 2010. (Cité en page 36.)

[Poquet Torterotot 2010b] C. Poquet Torterotot, P. Mozer, M. Baumann, M.A. Vitrani et G. Morel. *Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies.* In The Hamlyn Symposium on Medical Robotics, pages 47–48, 2010. (Cité en page 36.)

[Poquet Torterotot 2011] C. Poquet Torterotot, M.A. Vitrani, P. Mozer et G. Morel. *Ultrasound image-based comanipulation for enhanced perception of the contacts with a distal soft organ.* In Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Biomemitics (ROBIO'11), pages 1140–1146, Phuket Island, Thailand, 2011. (Cité en page 30.)

[Poquet Torterotot 2013] C. Poquet Torterotot, P. Mozer, G. Morel et M.-A. Vitrani. *A novel comanipulation device for assisting needle placement in ultrasound guided prostate biopsies.* In Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on, pages 4084–4091, 2013. (Cité en page 23.)

[Poquet torterotot 2014a] C. Poquet torterotot, M.-A. Vitrani et G. Morel. *Proximal Comanipulation of a Minimally Invasive Surgical Instrument to emulate distal forces.* In Conference on Robotic Assisted Surgery (CRAS2014), pages 48–51, 2014. (Cité en page 49.)

[Poquet Torterotot 2014b] C. Poquet Torterotot, M.-A. Vitrani, P. Mozer et G. Morel. *Achieving high precision in prostate biopsy thanks to robot closed loop control based on 3D ultrasound imaging.* In Surgetica 2014, pages 1–4, 2014. (Cité en page 60.)

[Poquet Torterotot 2015] C. Poquet Torterotot, P. Mozer, M.-A. Vitrani et G. Morel. *An Endorectal Ultrasound Probe Comanipulator With Hybrid Actuation Combining Brakes and Motors.* Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, vol. 20, no. 1, pages 186–196, 2015. (Cité en pages 23 et 39.)

[Ren 2008] Jing Ren, R.V. Patel, K.A. McIsaac, G. Guiraudon et T.M. Peters. *Dynamic 3-D Virtual Fixtures for Minimally Invasive Beating Heart Procedures.* Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol. 27, no. 8, pages 1061–1070, Aug 2008. (Cité en page 21.)

[S.A.Banks 2009] S.A.Banks. *Haptic robotics enable a systems approach to design of a minimally Invasive module knee Arthroplasty.* American Journal of Orthopedics, vol. XXVIII, no. 2S, pages 23–27, 2009. (Cité en page 21.)

[Schneider 2001] O. Schneider et J. Troccaz. *A Six Degree of Freedom Passive Arm with Dynamic Constraints (PADyC) for Cardiac Surgery Application : Preliminary Experiments.* Computer-Aided Surgery, special issue on medical robotics, vol. 6, pages 340–351, 2001. (Cité en page 22.)

[Seibold 2005] U. Seibold, B. Kubler et G. Hirzinger. *Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with six-axis force sensing capability.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 498–503, 2005. (Cité en page 31.)

[S.K. 2003] Prasad S.K., Kitagawa M., G. Fischer, Zand J., Talamini M.A., R.H. Taylor et A.M. Okamura. *A modular 2-DOF force sensing Instrument for Laparascopic surgery.* In International Conference on Medical Image Computing and Computer MICCAI, 2003. (Cité en page 31.)

[Sousa 2009] C. Sousa, R. Cortesao et P. Queiros. *Compliant comanipulation control for medical robotics.* In Human System Interactions, 2009. HSI '09. 2nd Conference on, pages 265–271, May 2009. (Cité en page 21.)

[Taylor 1991] R.H. Taylor, H.A. Paul, P. Kazanzides, B.D. Mittelstadt, W. Hanson, J. Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman et W.L. Bargar. *Taming the bull : Safety in a precise surgical robot.* In IEEE Internationl Conference on Advanced Robotics ICAR, 1991. (Cité en page 21.)

[TrigMeddical] TrigMeddical. http://www.trigmed.com. (Cité en page 8.)

[Troccaz 1993] J. Troccaz, S. Lavallee et E. Hellion. *A passive arm with dynamic constraints : a solution to safety problems in medical robotics.* Systems, Man and Cybernetics, 1993. 'Systems Engineering in the Service of Humans', Conference Proceedings., International Conference on, pages 166–171, oct 1993. (Cité en pages 21 et 22.)

[Troccaz 2012] Jocelyne Troccaz. Medical robotics. Wiley-ISTE, Hoboken, NJ-London, 2012. (Cité en page 11.)

[Vitrani 2007] M.A. Vitrani, H. Mitterhofer, G. Morel et N. Bonnet. *Robust Ultrasound-Based Visual Servoing for Beating Heart Intracardiac Surgery.* In ICRA'07 - IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3021–3027, Rome, Italie, 2007. (Cité en page 49.)

[Vitrani 2008] Marie-Aude Vitrani et Guillaume Morel. *Hand-eye self-calibration of an ultrasound image-based robotic system.* In Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'08), pages 1179–1185, Nice, FRANCE, September 2008. (Cité en page 14.)

[Vitrani 2015a] MA. Vitrani, A. Marx, R. Iordache, S. Muller et G. Morel. *Robot guidance of an ultrasound probe toward a 3D region of interest detected through X-ray mammography.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin Heidelberg, vol. 1, pages 1–11, 2015. (Cité en pages 17 et 28.)

[Vitrani 2015b] M.A. Vitrani, J. Troccaz, A.S. Silvent, S.Y. Selmi, J. Sarrazin, D. Reversat, E. Promayon, C. Poquet Torterotot, P. Mozer, G. Fiard, A. Moreau-Gondry, A. Leroy, M. Janier et M. Baumann. *PROSBOT- Model and image controlled prostatic robot.* IRBM, vol. 1, pages 1–8, 2015. (Cité en page 39.)

[Vitrani 2016a] M.-A. Vitrani, C. Poquet-Torterotot et G. Morel. *Applying virtual fixtures to the distal end of a minimally invasive surgery instrument.* IEEE Transactions on Robotics, 2016. conditionally accepted. (Cité en page 49.)

[Vitrani 2016b] MA. Vitrani, M. Baumann, D. Reversat, G. Morel, A. Moreau-Gaudry et P. Mozer. *Prostate biopsies assisted by comanipulated probe-holder : First in Man.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin Heidelberg, 2016. conditionnaly accepted. (Cité en page 39.)

[Vitrani 2016c] MA. Vitrani, J. Nizard et G. Morel. *Monitoring the progression of the fetus during labor.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin Heidelberg, 2016. conditionnaly accepted. (Cité en page 39.)

[Zagrodsky 2005] V. Zagrodsky, V. Walimbe, C. R. Castro-Pareja, Jian Xin Qin, Jong-Min Song et R. Shekhar. *Registration-assisted segmentation of real-time 3-D echocardiographic data using deformable models.* IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 24, no. 9, pages 1089–1099, Sept 2005. (Cité en page 11.)

[Zemiti 2005] Nabil Zemiti. *Commande en Effort des Systémes Robotiques pour la Chirurgie Mini-Invasive.* PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie, Paris 6, Décembre 2005. (Cité en page 50.)

[Zemiti 2007] N. Zemiti, G. Morel, T. Ortmaier et N. Bonnet. *Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery.* IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 12, no. 2, pages 143 –153, april 2007. (Cité en page 31.)