THÈSE

PRÉSENTÉE A

L'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

ÉCOLE DOCTORALE SMAER
Sciences Mécanique, Acoustique et Robotique

Par Cécile POQUET

POUR OBTENIR LE GRADE DE

DOCTEUR

SPÉCIALITÉ : Robotique

Conception et commande d'un robot de comanipulation pour l'assistance à la biopsie de prostate

Directeur de recherche : Guillaume MOREL

Soutenue le 11 Septembre 2014

Devant la commission d'examen formée de :

M. Gérard POISSON	Professeur de l' Université d'Orléans	Rapporteur
M. Pierre RENAUD	Professeur d'Université à l'INSA Strasbourg	Rapporteur
Mme. Jocelyne TROCCAZ	Directrice de recherche à l'Université Joseph Fourier	Examinatrice
M. Jean-Luc ZARADER	Professeur de l'Université Pierre et Marie Curie	Examinateur
M. Guillaume MOREL	Professeur de l'Université Pierre et Marie Curie	Directeur
Mme. Marie-Aude VITRANI	Maître de Conférence à l'Université Pierre et Marie Curie	Encadrante
M. Pierre MOZER	Maître de Conférence à l'Université Pierre et Marie Curie et urologue à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière	Invité
M. Antoine LEROY	Président de la société Koelis	Invité

Résumé

Le cancer de la prostate est à l'heure actuelle le cancer le plus fréquent chez l'homme en France. Sous cette appellation unique sont regroupés des pronostics très différents : cancers asymptomatiques évoluant suffisamment lentement pour n'avoir aucune influence sur l'espérance et la qualité de vie, mais aussi cancers agressifs pouvant causer le décès. Or il est aujourd'hui très difficile d'analyser le cancer, d'en prévoir l'évolution et donc de prendre une décision thérapeutique adaptée. C'est pourquoi il est capital de faire évoluer les outils de diagnostic du cancer de la prostate, non pas pour détecter plus de cas mais pour être capable de mieux les qualifier.

L'examen permettant de poser le diagnostic de cancer prostatique est la réalisation de biopsies de prostate, c'est-à-dire le prélèvement d'échantillons qui seront ensuite analysés. Or ce geste, effectué en routine clinique sous échographie bidimensionnelle sur un patient anesthésié localement, s'avère particulièrement complexe à réaliser et fournit très peu d'informations quantitatives sur les carottes de glande prélevées. C'est pourquoi la robotisation des biopsies est aujourd'hui vue comme un medium intéressant pour améliorer la qualité du diagnostic du cancer de la prostate.

Dans cette thèse, nous abordons la problématique de l'assistance robotique à la réalisation de biopsies prostatiques. Le geste chirurgical et son impact sur le diagnostic sont d'abord étudiés, il en ressort qu'un tel système robotique présente un réel intérêt. Une analyse des dispositifs existants destinés à la biopsie et à la brachythérapie de prostate permet ensuite, en tenant compte des contraintes économiques liées à l'examen, de poser les grandes lignes de la conception de notre robot : utilisation de l'image échographique comme seule source d'informations extrinsèques, passage par la voie transrectale, cinématique à 6 degrés de liberté et exploitation du paradigme de la comanipulation. Un robot répondant à ces critères est présenté : Apollo est un bras anthropomorphique à actionnement hybride (trois freins et trois moteurs), une solution intéressante en matière de performances, de coût mais aussi de sécurité pour le patient. Différentes fonctions d'assistance peuvent être réalisées avec ce système.

Un mode libre permettant à l'urologue de maîtriser les mouvements de la sonde sans influence aucune du robot est d'abord présenté. Une analyse du geste lors de la réalisation d'une tâche de pointage permet de prouver que le mode libre présente une transparence satisfaisante, grâce à des mesures matérielles et logicielles. Un mode verrouillé est ensuite développé : celui-ci assure un maintien en position de la sonde échographique à la fois souple et précis. Les performances de ce mode de commande, validées in vitro et in cadavero, permettent de justifier a posteriori la conception d'Apollo. Des essais cliniques

portant sur les modes libre et verrouillé ont été autorisés par le Comité de Protection des Personnes ainsi que par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et devraient débuter en Juillet 2014 à la Pitié-Salpêtrière.

L'anus pouvant se déplacer au cours de l'examen et le niveau limite acceptable des efforts n'étant pas connu, la question du respect de cette contrainte anatomique se pose. L'utilisation d'un robot similaire à Apollo mais présentant six degrés de liberté permet de comparer une commande dite « déplacement de torseur » et une commande dite « bras de levier ». Il est ainsi montré que la commande « bras de levier » permet de réaliser en utilisant un robot tel qu'Apollo toute fonction d'assistance par retour d'effort exprimée comme une force virtuelle appliquée sur la partie distale d'un outil comanipulé, tout en respectant la contrainte anatomique. Un exemple d'une telle fonction d'assistance à la biopsie prostatique est ensuite présenté : il s'agit d'une augmentation de la raideur apparente de la prostate utilisant l'image échographique en temps réel dans l'élaboration de sa commande. Cette fonction, mise en œuvre en tout début de thèse, a été testée sur un prototype basique mais permet néanmoins de démontrer la faisabilité d'un tel retour d'effort basé image.

Enfin, Apollo étant déjà pourvu de deux modes de base (libre et verrouillé) ainsi que d'une méthodologie de réalisation de commande par retour d'effort respectueuse de la contrainte anatomique exploitant le paradigme de la comanipulation, il est proposé d'utiliser également ses capacités de fonctionnement automatique. Une assistance au positionnement fin par bouclage sur l'image échographique est implémentée et testée in vitro : elle permet d'approcher la ligne de visée de l'aiguille à biopsie d'une cible définie dans la prostate avec une précision satisfaisante.

Plusieurs possibles perspectives de recherche sont présentées en conclusion de la présentation de ces travaux.

Mots clés : robotique médicale, comanipulation, conception, commande, contrainte anatomique

Abstract

Prostate cancer is nowadays the most common cancer among men in France. Very different prognosis are brought together under this only one designation : asymptotical cancers that evolve slowly enough as not to have any influence over the lifetime expectancy and quality of life, but also aggressive cancers that can lead to death. Yet to analyze cancer, to predict its outcome and thus to take an appropriate therapeutic decision is still very difficult. That's why making progress in the field of diagnostical tools is crucial, not in order to detect more cancer cases but to be able to better qualify them.

The examination that can bring to diagnose prostate cancer is prostate biopsy, which consists in taking out tissue samples that will later be analyzed. This gesture, which is performed in clinical routine under 2D ultrasonic imaging on a patient who is under local anesthesia, proves to be particularly complex to realize and provides very little quantitative information about the samples taken out. Thus the robotization of biopsies appears to be an interesting medium to improve the quality of the prostate cancer diagnostic.

In this thesis, we take up the problematic of robotic assistance to the realization of prostate biopsies. The surgical gesture and its impact on the diagnostic are first studied. From that it appears that such a robotic system could bring noticeable improvement to the process. Thanks to an analysis of the existing devices destined for prostate biopsy and prostate brachytherapy and taking in account the economic constraints attached to the examination, guidelines are led out for our robot design : it will have to use the ultrasonic image as the only source of extrinsic information, pass through transrectal access, exhibit 6 degrees of freedom and exploit the comanipulation paradigm. A robot satisfying these criteria is presented : Apollo is an anthropomorphic arm exhibiting a hybrid actuation (three brakes and three motors), an interesting solution as regards performances, cost and patient safety. Different assistive functions can be performed with such a system.

A free mode allowing the urologist to control the probe movements without any influence from the robot is first presented. An analysis of the gesture during a pointing task proves that the free mode exhibits a satisfying transparency, thanks to material and software design. A locked mode is then developed : it precisely locks the ultrasonic probe in its position while exhibiting a low stiffness. The performances of this control mode are tested both in vitro and in cadavero, which justify a posteriori Apollo's design. Clinical trials focusing on the free mode and the locked mode have been authorized by

the Comité de Protection des Personnes (french People Protection Committee) and the Agence Nationale de Sécurité du Médicament (french Drug Security National Agency), it should start in July 2014 in the Pitié-Salpêtrière hospital.

Given that the anus can move during the examination and that the acceptable limit for the efforts applied on it is unknown, it is crucial to determine how to respect this anatomical constraint. Thanks to a robot that is similar to Apollo but exhibits six motorized degrees of freedom, two control laws are compared : a « wrench displacement » control law and a « lever effect » control law. It is proved that any force feedback assisting function can be realized with Apollo controled by a « lever effect » command and respect the anatomical constraint, provided that this function can be expressed as a virtual force applied on the distal part of a comanipulated tool. A example of such an assistance function is then presented : an increase in the apparent stiffness of the prostate based on real time ultrasonic imaging. This function as been implemented and tested at the beginning of the thesis here presented on a basic prototype but it still demonstrates the feasibility of such an image based force feedback.

Finally, Apollo being already fitted with two basic modes (free and locked) and a methodology to compute a force feedback control law that respects the anatomical constraint thanks to comanipulation, exploiting its automatic functioning capabilities is proposed. An assistance to precise positionning featuring a loop on the ultrasonic image is implemented and tested in vitro : it allows to bring the line of sight of the biopsy needle near a target defined in the prostate with a satisfying precision.

As a conclusion, possible future research axis arising from these work are presented.

Keywords : medical robotics, comanipulation, design, control, anatomical constraint

Remerciements

Je souhaite tout d'abord remercier Guillaume Morel, Marie-Aude Vitrani et Pierre Mozer, pour leur accueil et tout ce qu'ils m'ont appris. Guillaume, merci de m'avoir amenée jusqu'au bout malgré nos caractères très différents. Marie-Aude, merci de m'avoir permis de m'investir autant dans l'enseignement. Pierre, merci de m'avoir ouvert les portes de la Pitié, plus jamais je ne pourrai dire « bonjour monsieur » sans arrière-pensée.

Merci à Mrs. Renaud et Poisson, qui ont accepté d'être rapporteurs de cette thèse. Vos avis m'ont beaucoup aidée à clarifier mes idées et à réorganiser le contenu de cette thèse en vue de sa soutenance. Je remercie également Mme. Troccaz ainsi que Mrs. Zarader et Leroy, qui ont bien voulu être membres du jury.

Je tiens aussi à remercier la société Koélis, et en particulier Michael Baumann que j'ai beaucoup sollicité. Je vous souhaite longue vie et j'espère que vous prendrez bien soin d'Apollo. Plus généralement, merci à tous les partenaires du projet PROSBOT, qui m'ont permis de voir plus loin que le bout de mon end-effecteur.

J'adresse de chaleureux mercis aux membres de l'équipe Agathe, passés et actuels, avec qui j'ai pris beaucoup de plaisir à travailler (ou pas ;-)). Je ne me risquerai pas à les nommer un par un, de peur d'en oublier, mais j'ai néanmoins une pensée particulière pour le J08 historique, Juan et les Vincent. Mes remerciements particuliers vont également à David, Sébastien et Florian, ingénieurs dans l'équipe Agathe, qui m'ont énormément aidée.

Merci à mes amis. Alsaciens, parisiens, suisses, fournisseurs de chats, couturières et tricoteuses, connus depuis le lycée ou plus récemment rencontrés, vous avez toujours été présents et avez grandement contribué à mon équilibre ces dernières années. Votre amitié m'est précieuse.

Un grand merci à ma famille pour son soutien et surtout à mes parents, qui ont su me donner le goût des études puis m'ont encouragée quand j'ai voulu faire à mon tour une « foutue thèse ».

Enfin, merci à toi Christophe. Je ne saurais écrire correctement tout ce que je te dois. Alors tout simplement : je t'aime, et je suis heureuse de me lancer dans un nouveau projet à (très) long terme avec toi.

Table des matières

1 La robotique dans le diagnostic du cancer de la prostate 5

1.1 Le cancer de la prostate 5

1.1.1 Du dépistage au diagnostic 6

1.1.2 Options thérapeutiques 6

1.2 La biopsie prostatique 9

1.2.1 Anatomie 9

1.2.2 Routine clinique 9

1.2.3 Problématiques inhérentes à l'examen 13

1.3 L'UroStation, un dispositif informatif 15

1.4 Analyse du geste chirurgical 16

1.4.1 Influence sur le geste de biopsie 17

1.4.2 Étude géométrique du geste 18

1.4.3 Conséquences sur le diagnostic 21

1.5 Conclusion 23

2 Conception d'un système robotique d'assistance à la biopsie de prostate : Apollo 25

2.1 Analyse des dispositifs existants 25

2.1.1 Imagerie 26

2.1.2 Voie d'abord 28

2.1.3 Cinématique du robot 29

2.1.4 Degré d'autonomie du robot 30

2.2 Cinématique 32

2.3 Distribution des actionneurs 36

2.4 Différentes fonctions d'assistance 40

2.4.1 Mode libre 40

2.4.2 Mode verrouillé 41

2.4.3 Assistance par retour d'effort 41

2.4.4 Déplacement fin par retour échographique 42

2.5 Conclusion 42

3 Modes libre et verrouillé **45**
3.1 Mode libre . . . 45
3.1.1 Une caractéristique essentielle : la transparence . . . 46
3.1.2 Commande bas niveau . . . 46
3.1.3 Commande du mode libre . . . 49
3.2 Validation expérimentale du mode libre . . . 49
3.2.1 Analyse de la transparence d'Apollo in vitro . . . 49
3.2.2 Essais in cadavero . . . 57
3.3 Mode verrouillé . . . 58
3.3.1 Souplesse et précision, deux contraintes antagonistes . . . 58
3.3.2 Commandes développées . . . 60
3.4 Validation expérimentale du mode verrouillé . . . 69
3.4.1 Validation in vitro . . . 69
3.4.2 Validation in cadavero . . . 73
3.5 Essais cliniques . . . 75
3.6 Conclusion . . . 75

4 Assistance au positionnement comanipulé par retour d'efforts **77**
4.1 Transmission d'efforts respectueuse d'un point de passage . . . 79
4.1.1 Contrainte anatomique . . . 79
4.1.2 Différentes stratégies de commande possibles . . . 80
4.1.3 Comparaison expérimentale . . . 83
4.2 Augmentation de raideur apparente basée image . . . 94
4.2.1 Mise à l'échelle de force . . . 94
4.2.2 Commande basée image . . . 96
4.2.3 Validation expérimentale . . . 100
4.3 Conclusion . . . 107

5 Ajustement automatique lors d'une tâche de pointage **109**
5.1 Réalisation d'un ajustement de visée . . . 109
5.2 Déplacements fins automatiques unitaires . . . 111
5.2.1 Définition de la matrice d'interaction . . . 111
5.2.2 Protocole d'identification de la matrice d'interaction . . . 112
5.2.3 Déplacements automatiques, freins serrés . . . 113
5.2.4 Déplacements automatiques freins déserrés . . . 116
5.3 Asservissement sur l'image de déplacements fins . . . 118
5.3.1 Processus de bouclage . . . 118
5.3.2 Expérience mise en place . . . 119
5.4 Conclusion . . . 124

6 Conclusions et perspectives **125**

A Résumé du protocole expérimental des essais cliniques **131**

Bibliographie **135**

Notations et définitions

$\mathscr{R}_b = (O, \overrightarrow{x_b}, \overrightarrow{y_b}, \overrightarrow{z_b})$	...	repère lié à la base du robot
$\mathscr{R}_s = (E, \overrightarrow{x_s}, \overrightarrow{y_s}, \overrightarrow{z_s})$	...	repère lié à la sonde échographique endorectale
$\mathscr{R}_i = (E, \overrightarrow{x_i}, \overrightarrow{y_i}, \overrightarrow{z_i})$	...	repère lié à l'image échographique 3D
$\mathscr{R}_{i2} = (E, \overrightarrow{x_{i2}}, \overrightarrow{y_{i2}})$	...	repère lié à l'image échographique 2D
P	...	centre du poignet du robot
T	...	point cible par lequel on souhaite faire passer la biopsie
E	...	extrémité de la sonde
$\overrightarrow{x_A}$	...	vecteur position du point A
$\mathbf{a}$	...	coordonnées du vecteur $\overrightarrow{a}$ dans le repère $\mathscr{R}_b$

Introduction

Contexte clinique

Le cancer de la prostate est à l'heure actuelle le cancer le plus fréquent chez l'homme en France. Sous cette appellation unique sont regroupés des pronostics très différents : certains patients présentent des cancers asymptomatiques évoluant suffisamment lentement pour n'avoir aucune influence sur leur espérance et leur qualité de vie, tandis que d'autres sont atteints par des cancers agressifs pouvant causer leur décès. Traiter tous les patients de la même manière n'est donc pas envisageable, les différents types de cancer prostatiques appelant différentes solutions thérapeutiques.

Or ces dernières années ont vu augmenter le nombre de dépistages systématiques du cancer de la prostate effectués dans la population des hommes de plus de 50 ans. Cette tendance crée la polémique car elle peut mener à un sur-diagnostic et à un sur-traitement des patients atteints : du fait des outils aujourd'hui disponibles pour réaliser le diagnostic il est très difficile d'analyser le cancer, d'en prévoir l'évolution et donc de prendre une décision thérapeutique adaptée. Il est donc capital de faire évoluer les outils de diagnostic du cancer de la prostate, non pas pour détecter plus de cas mais pour être capable de mieux les qualifier.

L'examen permettant de poser le diagnostic de cancer prostatique est la réalisation de biopsies de prostate, c'est-à-dire le prélèvement d'échantillons qui seront ensuite analysés par l'anatomopathologiste. Or ce geste, effectué en routine clinique sous échographie bidimensionnelle sur un patient anesthésié localement, s'avère particulièrement complexe à réaliser et fournit très peu d'informations quantitatives sur les carottes de glande prélevés. C'est pourquoi la robotisation des biopsies est aujourd'hui vue comme un medium intéressant pour améliorer la qualité du diagnostic du cancer de la prostate.

Problématique et objectifs

Les travaux menés au cours de cette thèse portent sur le développement d'un robot d'assistance aux biopsies prostatiques et de sa commande, le système exploitant le paradigme de la comanipulation pour s'affranchir des limites rencontrés par les dispositifs

existants. Il doit assurer la sécurité du patient et assister l'urologue sans le contraindre ou l'éloigner du premier.

Dans le **chapitre 1** nous analysons le geste chirurgical effectué par l'urologue et son impact sur la détection de tumeurs. Cette étude nous permet de mettre en évidence l'intérêt d'un robot tel que celui que nous allons développer.

Dans le **chapitre 2** un état de l'art des dispositifs d'assistance à la biopsie et à la brachythérapie de prostate existants est présenté. L'analyse de ces systèmes et du contexte médico-économique nous amène à faire de premiers choix de conception, à partir desquels est développé le robot Apollo. Sa cinématique et son actionnement sont présentés. Plusieurs modes d'assistance à l'urologue qu'il est susceptible d'offrir sont évoqués.

Dans le **chapitre 3** nous nous concentrons sur deux de ces modes : le mode libre et le mode verrouillé. Le premier doit permettre à l'urologue de maîtriser les mouvements de la sonde sans influence aucune du robot, nous chercherons donc à améliorer la transparence d'Apollo et à la quantifier. Le second doit assurer un maintien en position de la sonde échographique qui soit à la fois souple, pour ne pas blesser le patient, et précis. Plusieurs commandes, exploitant différents composants d'Apollo, sont proposées puis testées, in vitro et in cadavero.

Dans le **chapitre 4** la question de l'exploitation du paradigme de comanipulation pour l'assistance au geste par retour d'effort est posée. Deux points clés apparaissent dans ce contexte : la prise en compte de la contrainte constituée par le point d'insertion de la sonde dans le patient et la gestion des échelles de temps dans une commande en effort basée image. Pour répondre à chacun de ces problèmes, plusieurs commandes sont présentées et évaluées.

Dans le **chapitre 5** les capacités de manipulation automatiques de la sonde échographique par Apollo sont exploitées. Une commande permettant le positionnement fin automatique basé image de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie vers une cible est détaillée. Une preuve de concept expérimentale est ensuite présentée.

Dans le **chapitre 6** nous concluons sur ces études et présentons plusieurs pistes de prolongement de ces travaux.

Contexte partenarial

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du projet PROSBOT, qui a été lancé en Novembre 2011. Il est financé par l'ANR TECSAN. Ce projet, qui regroupe à la fois des partenaires académiques, hospitaliers et industriels, a pour but le développement d'un système robotisé d'assistance aux biopsies prostatiques.

Les partenaires académiques sont l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (Université Pierre et Marie Curie, Paris) et le laboratoire Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité (Université Joseph Fourier, Grenoble). TIMC s'intéresse plus particulièrement au suivi d'organe par imagerie, à la prédiction de bougés par modèle bio-mécanique et au couplage image-modèle, tandis que l'ISIR travaille au développement d'un robot comanipulé, à l'analyse des bougés pour la commande et à la mesure de la position de la sonde échographique.

Les partenaires hospitaliers, l'APHP-Pitié Salpêtrière (Paris) et le Centre d'Investigation Clinique - Innovation Technologique de Grenoble, sont en charge de l'analyse de risque, des évaluation cliniques et des aspects réglementaires de ces essais.

Le partenaire industriel est Koelis, une entreprise basée à Grenoble spécialisée dans le développement de systèmes de GMCAO (Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) dans le domaine de l'urologie. Cette société produit l'UroStation, un dispositif d'assistance aux biopsies prostatiques qui sera présenté en section 1.3.

Chapitre 1

La robotique dans le diagnostic du cancer de la prostate

Sommaire

1.1 Le cancer de la prostate 5
1.1.1 Du dépistage au diagnostic 6
1.1.2 Options thérapeutiques 6
1.2 La biopsie prostatique 9
1.2.1 Anatomie 9
1.2.2 Routine clinique 9
1.2.3 Problématiques inhérentes à l'examen 13
1.3 L'UroStation, un dispositif informatif 15
1.4 Analyse du geste chirurgical 16
1.4.1 Influence sur le geste de biopsie 17
1.4.2 Étude géométrique du geste 18
1.4.3 Conséquences sur le diagnostic 21
1.5 Conclusion 23

1.1 Le cancer de la prostate

Le cancer de la prostate est à l'heure actuelle très répandu : en 2013 240000 nouveaux cas ont été dépistés et presque 24000 décès sont survenus aux États-Unis d'après [Siegel 2013]. Néanmoins, si le cancer prostatique est le plus fréquent chez l'homme en France (taux d'incidence de 99,4 pour 100000) il n'est que le cinquième pour le taux de mortalité (11,3 pour 100000) [Rébillard 2013]. Les taux relatifs de survie sont donc très importants : quasiment 100% à 5 ans, 98% à 10 ans et 91% à 15 ans [ACS]. L'âge moyen de diagnostic se situe autour de 69 ans, tandis que l'âge médian de décès se situe après 80 ans.

Du fait de l'étendue de cette pathologie, l'examen permettant de la diagnostiquer est un acte médical courant : des centaines de milliers de biopsies sont réalisées chaque année aux États-Unis [ACS] afin d'identifier les patients atteints d'un cancer de la prostate et d'estimer le pronostic.

1.1.1 Du dépistage au diagnostic

À un stade précoce, le cancer de la prostate est généralement asymptomatique. Néanmoins la présence de cellules cancéreuses dans la prostate entraîne l'augmentation du taux sanguin d'antigène prostatique spécifique (PSA), ce qui trahit la présence d'un cancer avant qu'il ne génère le moindre symptôme. Mais le dosage du PSA n'est pas suffisant pour diagnostiquer à lui seul un cancer car il s'agit d'un marqueur de la prostate et non du cancer, ce qui signifie qu'une augmentation du taux de PSA n'est pas nécessairement due à un cancer prostatique. D'autres examens existent (toucher rectal, IRM...) mais ils permettent uniquement d'évoquer le diagnostic. En effet, tout zone dure dans la prostate n'est pas forcément cancéreuse et l'IRM peut uniquement montrer des « zones suspectes » sans pour autant permettre de conclure sur leur nature. La plupart du temps, c'est l'augmentation du taux de PSA qui va conduire le médecin à prescrire au patient une série de biopsies prostatiques, qui est le seul examen permettant d'établir le diagnostic.

Les biopsies prostatiques se déroulent en chirurgie ambulatoire, sous anesthésie locale. L'urologue utilise une sonde échographique endorectale afin de visualiser la prostate et de choisir les lieux de biopsie. En règle générale, une aiguille à biopsie est utilisée pour réaliser une douzaine de ponctions aussi équi-réparties que possible dans le volume de la glande, auxquelles des biopsies ciblées dans les zones suspectes peuvent ensuite être ajoutées selon les résultats de l'imagerie. Les carottes de prostate ainsi prélevées sont confiées à l'anatomopathologiste pour analyse. Celui-ci informe l'urologue de la longueur de tissu cancéreux présente dans chaque prélèvement ainsi que de leur stade de développement (score de Gleason). Il revient à ce dernier de poser le diagnostic puis, en accord avec le patient, de prendre des décisions thérapeutiques.

1.1.2 Options thérapeutiques

Si la présence de cellules cancéreuses au sein de la prostate est avérée, une décision thérapeutique doit être prise. Celle-ci doit offrir au patient les meilleures perspectives possibles, en terme de d'espérance mais aussi de qualité de vie. Différents choix sont possibles, en fonction notamment du stade d'évolution des cellules cancéreuses et de l'âge du patient. Du fait de la systématisation des examens de dépistage (l'Association Française d'Urologie préconise un dosage annuel du taux de PSA dès 50 ans, 45 ans en cas de risque familial ou ethnique, et jusqu'à 75 ans [Salomon 2010]), les cancers de la prostate sont généralement dépistés à un stade très précoce. Nous nous intéresserons ici aux options thérapeutiques généralement envisagées pour des cancers de stade II (cancers de taille

importante et ayant un haut score de Gleason mais localisés dans la prostate), c'est-à-dire les cas les plus souvent rencontrés.

La première option possible est de ne pas traiter le patient et de le placer sous surveillance. En effet, de nombreux cancers prostatiques évoluent très lentement. Certains évoluent tellement peu qu'ils n'ont aucun effet sur la santé du patient, et ce jusqu'à leur mort (due à une autre cause). Dans ce cas, le patient sera placé sous surveillance : son taux de PSA sera suivi et il passera régulièrement des biopsies prostatiques et des IRMs afin de contrôler l'évolution de la zone cancéreuse. Les résultats des biopsies faites d'une année sur l'autre sont malheureusement parfois difficiles à expliquer. En effet, étant donné que les urologues utilisent uniquement l'image échographique 2D pour cibler les zones de biopsie et sachant que la taille de la prostate peut varier considérablement au cours du temps (et de l'évolution de la maladie), il est impossible de prélever précisément au même endroit d'une année sur l'autre. Ainsi, l'urologue ne peut connaître de façon certaine et quantitative l'évolution de l'étendue de la tumeur.

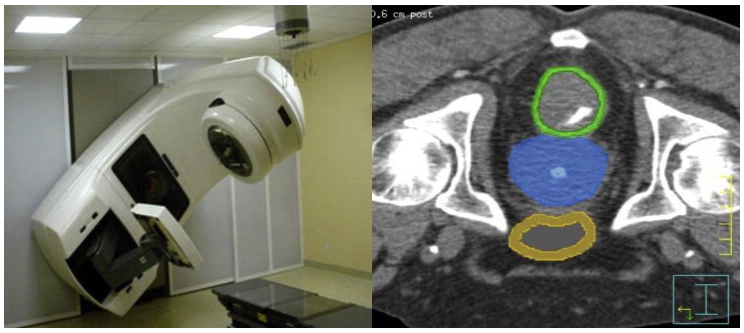


FIGURE 1.1 – Illustrations tirées de [Gross 2011]. A gauche : accélérateur linéaire de particules classiquement utilisé en radiothérapie de la prostate. A droite : segmentation d'une image obtenue par scanner pour établir le planning de dosimétrie ; en orange la vessie, en vert le rectum, en bleu la prostate.

Si le cancer est plus agressif et/ou plus étendu ou si le patient est jeune, il peut être décidé de le traiter par irradiation. Cette irradiation peut être faite soit par radiothérapie externe [Gross 2011], soit par brachythérapie. Dans le premier cas, un accélérateur de particules couplé à un logiciel de planning permet d'irradier le volume prostatique défini au préalable grâce à la segmentation d'un scanner, voir figure 1.1. Il s'agit dans le deuxième cas d'insérer des grains radioactifs dans la prostate à l'aide d'une aiguille en suivant un planning établi par un logiciel de dosimétrie, ceci afin d'assurer une irradiation suffisante et uniforme de la prostate. Cette opération se fait en s'aidant d'un « template ». Le template est une plaque percée, chaque trou correspondant à un point d'entrée pouvant être imposé par le logiciel de dosimétrie. Il est placé contre le périnée du patient qui est alors sous anesthésie générale. Un moyen d'imagerie médicale (sonde échographique endorectale, scanner ou IRM) est utilisé pour contrôler visuellement le geste au cours de son exécution et connaître a posteriori la répartition des grains dans la prostate (voir

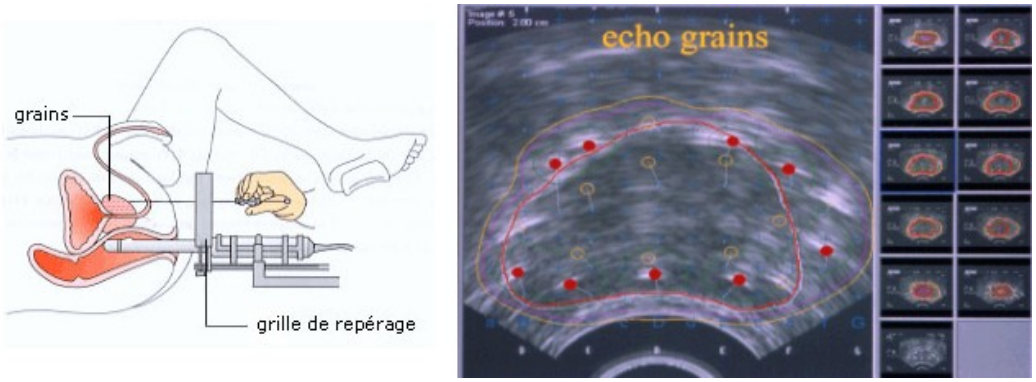


FIGURE 1.2 – Illustrations tirées de http://www.uropage.com/. A gauche : schématisation de la brachythérapie. A droite : visualisation échographique des grains insérés dans la prostate.

figure 1.2). Quelle que soit la méthode d'irradiation de la prostate choisie, si la glande n'a pas été suffisamment traitée alors des cellules cancéreuses peuvent résister et continuer à se développer. A l'inverse, une irradiation trop importante de la prostate peut conduire à une irradiation des tissus environnants sains, ce qui peut avoir un impact sur les fonctions digestives notamment [Alivizatos 2005].

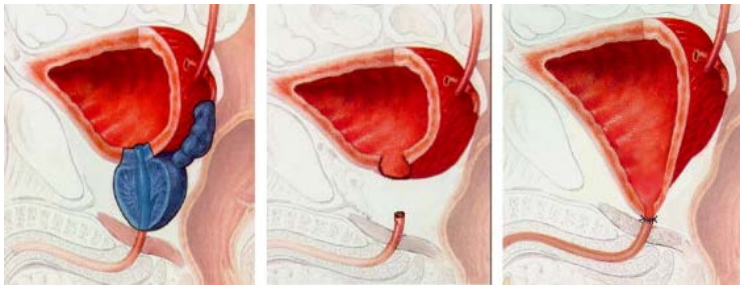


FIGURE 1.3 – Illustration tirée de [Bastide 2009]. Schématisation de la prostatectomie radicale.

Il est également possible de pratiquer une prostatectomie radicale, c'est-à-dire une ablation de la glande dans sa totalité sous anesthésie générale, voir figure 1.3. A l'issue de l'opération, le patient est stérile mais toutes ses autres fonctions corporelles sont normalement intactes. Cependant la prostate est très proche à la fois des nerfs érectiles et du sphincter. Si ces structures anatomiques sont touchées lors de l'opération, le patient peut devenir impuissant et/ou incontinent. A l'heure actuelle, on constate que 2 à 3% des patients ayant subi une prostatectomie radicale souffrent par la suite d'incontinence permanente, 5 à 20% présentent une incontinence d'effort et 14 à 87% une dysfonction érectile selon les études (donc les définitions des complications post-opératoires considérées), les techniques chirurgicales employées, le stade tumoral, etc [Bastide 2009, Richard 1993]. Il est important de noter que les taux de complications sont particulièrement liés à l'âge

du patient et à l'expérience du chirurgien [Alivizatos 2005]. La prostatectomie radicale est donc un geste chirurgical présentant des risques non négligeables et nécessitant un long apprentissage ; il convient de n'y recourir que lorsque c'est nécessaire.

On note ainsi que, à l'heure actuelle, seuls des traitements globaux sont disponibles. En effet, qu'il s'agisse de l'irradiation ou de la chirurgie, la glande va être traitée dans sa totalité alors que le cancer peut être localisé dans une partie seulement de la prostate. De ce fait, des tissus sains sont impactés par les traitements proposés aux patients atteints d'un cancer prostatique. La décision thérapeutique est ainsi lourde de conséquences alors qu'elle repose sur des outils diagnostiques imprécis. Améliorer la qualité du diagnostic ne veut donc pas dire uniquement augmenter les capacités de détection des cellules cancéreuses, mais aussi et surtout augmenter sa précision. Un « bon » diagnostic est un diagnostic apportant des informations fiables et précises (si possible chiffrées) sur la répartition des tumeurs dans la prostate. Connaître la localisation précise des biopsies présentant des cellules cancéreuses permettrait à l'urologue de prendre une décision adaptée au cas particulier de son patient, sans sur-traitement ou opération inutile, et de se diriger vers des traitements focalisés sur les zones tumorales, ayant des effets secondaires moins importants.

1.2 La biopsie prostatique

Comme nous l'avons vu précédemment, améliorer la qualité de l'examen menant au diagnostic du cancer de la prostate permettrait aux praticiens de prendre des décisions thérapeutiques en ayant une vision claire et juste du stade de développement de la maladie. Nous allons donc nous intéresser à la réalisation proprement dite des biopsies prostatiques, afin de déterminer les éléments de l'examen sur lesquels il est possible d'agir.

1.2.1 Anatomie

La prostate est une glande qui fait partie du système reproducteur masculin. Elle se situe en avant du rectum, juste sous la vessie (figure 1.4). Elle a la forme d'une châtaigne et mesure 3 à 5 *cm* dans toutes les directions. Cependant sa taille peut varier du simple au quadruple selon le patient et son âge. Lorsque le sujet est debout, la zone basse est appelée apex, la zone haute est appelée base. Des cellules cancéreuses peuvent se développer dans la prostate, principalement près de sa périphérie, et l'on cherche à les détecter le plus tôt possible.

1.2.2 Routine clinique

Bien que chaque urologue ait sa propre façon de procéder, des recommandations existent [Ouzzane 2011]. Les biopsies prostatiques se font généralement sans

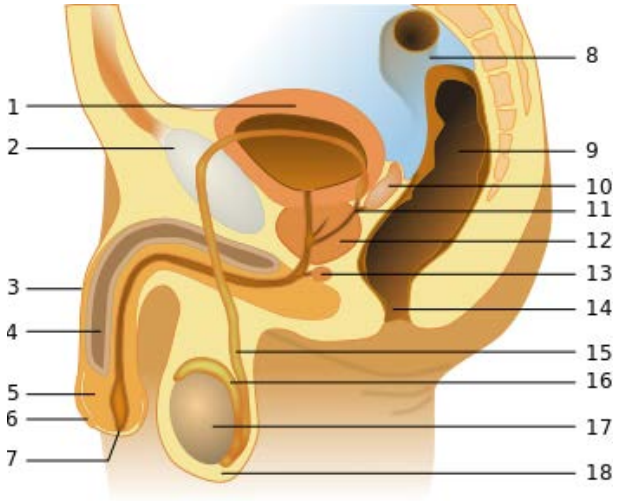


FIGURE 1.4 – Appareil génital masculin. 1. Vessie 2. Pubis (os) 3. Pénis 4. Corps caverneux 5. Gland 6. Prépuce 7. Méat urétral 8. Côlon sigmoïde 9. Rectum 10. Vésicule séminale 11. Canal éjaculateur 12. Prostate 13. Glande de Cowper 14. Anus 15. Canal déférent 16. Épididyme 17. Testicule 18. Scrotum.

hospitalisation, en chirurgie ambulatoire. Le patient est placé en décubitus latéral gauche (couché en chien de fusil sur le côté gauche) comme on peut le voir sur la figure 1.5. Une sonde échographique endorectale munie d'un guide-aiguille est introduite dans le rectum. Une injection permet de réaliser une anesthésie locale de la paroi du rectum.

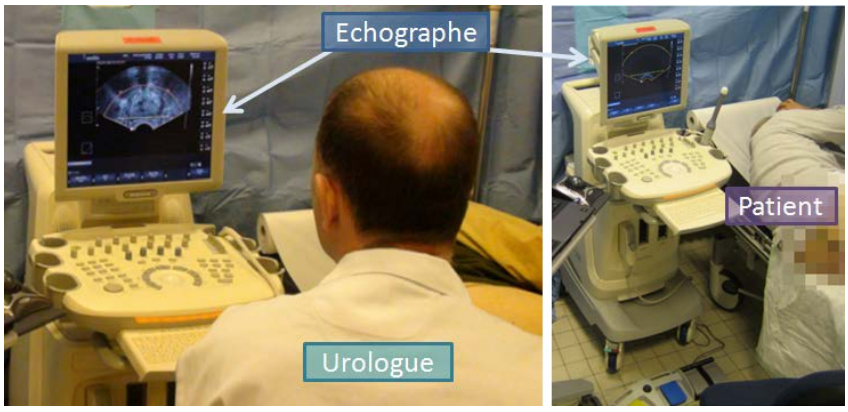


FIGURE 1.5 – Installation pour la réalisation d'une série de biopsies prostatiques en routine clinique.

En s'aidant de l'image échographique, le chirurgien dirige l'aiguille vers la zone désirée. Les tumeurs prostatiques, souvent des adénocarcinomes, n'étant généralement pas visibles sur l'image échographique, le chirurgien n'utilise celle-ci que pour se repérer au sein de la prostate et cibler les zones qu'il souhaite biopsier. Lorsqu'il est en face d'une

de celles-ci, il perce la paroi du rectum pour placer l'extrémité de l'aiguille au contact de la capsule prostatique puis il actionne le pistolet à biopsie. Celui-ci va pousser très rapidement l'aiguille sur une distance maximale de 22 *mm*, pour une ponction nette et moins douloureuse (figure 1.6).

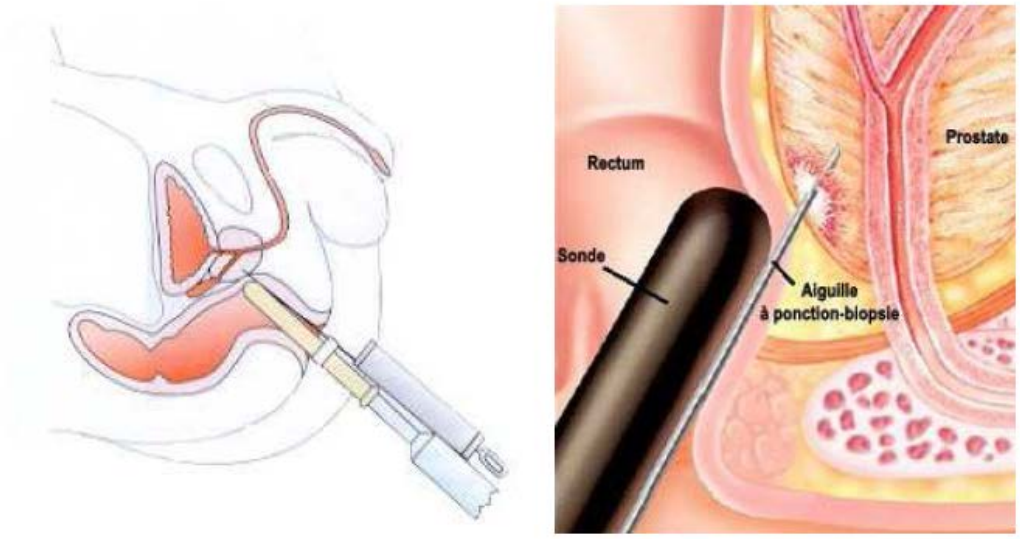


FIGURE 1.6 – Réalisation d'une biopsie de prostate. A gauche : vue en coupe sagittale (http://www.uropage.com). A droite : gros plan sur la zone de ponction (http://www.vidalgrandpublic.com).

Le schéma le plus couramment utilisé pour le placement des biopsies est le schéma en sextant : on réalise 12 biopsies, 6 dans chaque lobe (droite et gauche), également réparties entre la base, le milieu et l'apex (figure 1.8). Ces biopsies se font dans un ordre prédéterminé, afin de faciliter la navigation au sein de la prostate pour l'urologue. Il est éventuellement possible de réaliser des biopsies supplémentaires, par exemple dans des zones suspectes détectées à l'IRM (voir figure 1.7). Dans ce cas, la plupart du temps, le chirurgien réalise une mise en correspondance mentale entre les images IRM et l'image échographique.

Il est possible de réaliser les biopsies par voie transpérinéale mais cela rend la procédure plus longue, coûteuse et délicate. En effet, il faut dans ce cas que le patient soit placé sous anesthésie générale, ce qui implique une hospitalisation. Or cela n'est pas compatible avec les contraintes médico-économiques actuelles : les biopsies prostatiques constituent certes un examen diagnostic et non pas un dépistage, néanmoins une part importante de la population masculine doit passer cet examen chaque année. Il faut donc qu'il reste peu onéreux et rapide (une séance typique dure une vingtaine de minutes). De plus, pratiquer une anesthésie générale plutôt qu'une anesthésie locale accroît les risques de complications pour le patient. Ainsi la voie d'abord transpérinéale n'est indiquée que

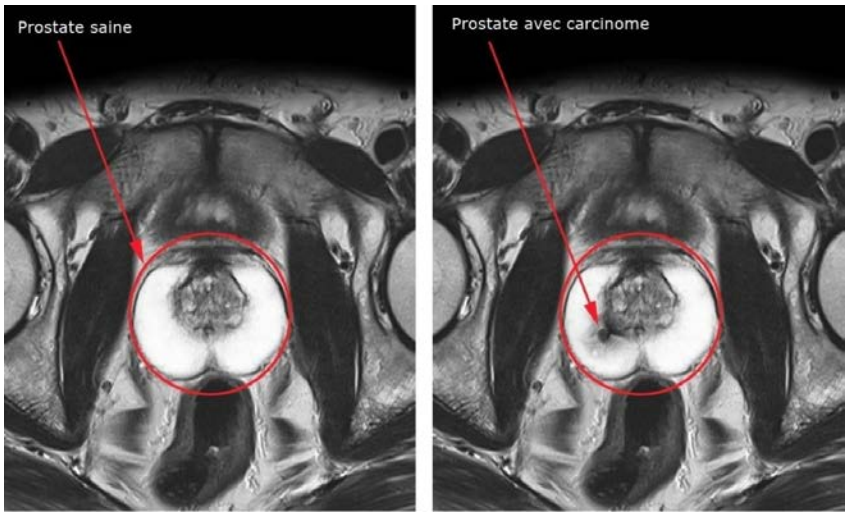


FIGURE 1.7 – L'IRM permet de détecter des zones suspectées d'être concéreuses. A gauche, une image d'une prostate saine, à droite une prostate contenant un carcinome (http://www.alta-klinik.fr).

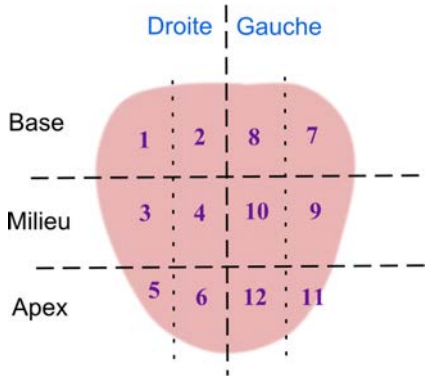


FIGURE 1.8 – Schéma de biopsies en sextant.

dans de rares cas et la voie transrectale sera préférée en routine.

Une autre raison pour laquelle l'urologue utilise l'échographie plutôt qu'une autre modalité d'imagerie est le contexte médico-économique. En effet, l'utilisation d'une machine telle que l'IRM est trop coûteuse en routine, sans compter la rareté de cette ressource qui la rend difficile d'accès et interdit de l'immobiliser une vingtaine de minutes pour chaque patient.

1.2.3 Problématiques inhérentes à l'examen

Si la réalisation d'une biopsie prostatique peut paraître simple au premier abord, il n'en est rien. Tout d'abord, l'urologue ne bénéficie quasiment d'aucune information tactile sur le geste qu'il est en train de réaliser. En effet, les efforts exercés par le rectum sur la sonde peuvent être très importants et sont variables au cours du temps puisqu'ils dépendent notamment de l'activation musculaire (consciente ou non) du patient. Or il est important que le chirurgien maintienne un effort stable entre l'extrémité de la sonde et la paroi rectale. Un effort trop grand causerait une déformation et un déplacement importants de la prostate et pourrait occasionner de la douleur pour le patient. Un effort trop faible pourrait permettre à une bulle d'air de se glisser entre le transducteur et la paroi rectale, ce qui ferait perdre l'image échographique. Ainsi l'urologue doit garder les yeux rivés sur l'écran de l'échographe en permanence, afin d'estimer les efforts qu'il exerce sur la paroi rectale via la sonde en observant les déformations des structures anatomiques visibles à l'image échographique.

Tout au long de l'examen, le chirurgien doit également se construire une image mentale de la prostate dans laquelle il se représente et suit la position de la sonde échographique, du plan de coupe affiché sur l'écran de l'échographe, et de l'aiguille. Cette opération demande une grande concentration au chirurgien. De plus il est impossible de connaître la localisation des biopsies effectuées avec précision, ce qui limite actuellement la qualité du diagnostic et du suivi de l'évolution des cellules cancéreuses et empêche le développement de traitements localisés des tumeurs.

L'urologue ne pouvant se guider qu'à l'aide de l'image échographique et de sa reconstruction mentale de la prostate, il est difficile pour lui d'obtenir une répartition homogène des ponctions dans le volume prostatique et impossible de vérifier a posteriori la qualité de son échantillonnage. C'est pour cette raison notamment que l'échantillonnage systématique suivant le schéma en sextant a été retenu, puisqu'il permet d'obtenir un taux de détection des cellules cancéreuses satisfaisant malgré les imprécisions de réalisation du geste chirurgical [Villers 2004]. Il a été montré que, si l'on était capable d'obtenir une précision parfaite dans le placement des biopsies, on pourrait n'en réaliser que six ou sept, dont le placement a été défini grâce à une analyse statistique, tout en obtenant un taux de détection du cancer de l'ordre de 95%, tandis que le schéma en sextant offre un taux de détection de l'ordre de 70% [Zhan 2007]. Or il a été montré par [Rodriguez 1998] que, si

les biopsies prostatiques par voie transrectale ne présentent pas de risque de complication majeure, les complications mineures sont courantes : hématurie (présence de sang dans les urines), saignement du rectum, douleur persistante, présence de sang dans le sperme, dysurie (difficulté à uriner)... Il serait donc intéressant de pouvoir guider le geste du chirurgien afin que les biopsies soient correctement réparties et moins nombreuses, ce qui réduirait le risque de complications post-opératoires.

Enfin, lors de l'examen la prostate bouge sous les effets combinés de plusieurs mécanismes :

- mouvements physiologiques (respiration, mais aussi remplissage de la vessie),
- déplacements du patient (volontaires et réflexes),
- pression exercée par le chirurgien sur la paroi rectale via la sonde échographique endorectale,
- efforts générés par l'aiguille lors de sa pénétration dans la paroi rectale puis dans la prostate.

Il a été montré dans [Stone 2002] que l'insertion d'une aiguille dans la glande peut occasionner des déplacements d'amplitude pouvant atteindre le centimètre (moyenne observée : $2,3$ *mm*) et des déformations (définies ici comme la variation de la dimension maximale de la prostate dans la direction considérée) pouvant atteindre 2 *cm* (moyenne observée : $4,2$ *mm*). L'insertion d'aiguilles peut également faire pivoter la prostate d'un angle pouvant atteindre $13,8°$ d'après [Lagerburg 2005]. Un état de l'art de la littérature disponible sur le déplacement de la prostate durant des séances de biopsie et de brachythérapie a été réalisé par [Marchal 2006] et aboutit à une conclusion similaire : des déplacements de la prostate de l'ordre de 5 *mm* sont couramment observés, ils dépassent même régulièrement le centimètre. L'importante mobilité et la déformabilité de la prostate, qui sont liées aux actions du chirurgien mais aussi à des éléments que le praticien ne peut contrôler, compliquent la tâche de reconstruction mentale de la prostate pour l'urologue et limitent encore sa maîtrise de l'échantillonnage de la glande.

A cela il faut ajouter enfin que, lorsque la sonde est orientée de telle façon que le guide-aiguille se retrouve en-dessous, le chirurgien peut se retrouver obligé d'adopter une position inconfortable pour pouvoir à la fois maintenir la sonde en position et insérer le pistolet à biopsie dans le guide-aiguille. Or cette configuration de la sonde correspond généralement à sa position moyenne lors des ponctions dans le lobe gauche, donc à la moitié de l'examen.

En résumé, la réalisation de biopsies prostatiques impose à l'urologue une lourde charge cognitive ainsi qu'une charge physique. Les mobilités de la prostate et le fait que le patient ne soit pas sous anesthésie générale compliquent encore le geste. Devant ce constat, différents systèmes d'assistance à la réalisation de biopsies prostatiques ont été proposés.

1.3 L'UroStation, un dispositif informatif

Afin d'assister l'urologue lors de la réalisation de biopsies prostatiques, différents systèmes lui apportant des informations supplémentaires sur le champ opératoire et le geste qu'il réalise ont été proposés. Parmi eux figure l'UroStation, un produit de la société Koelis ([Koe], Grenoble, France), partenaire du projet ANR PROSBOT avec qui nous avons travaillé dans le cadre de cette recherche.

L'UroStation est un système d'assistance aux biopsies prostatiques sous imagerie échographique. Elle permet de visualiser les biopsies dans une image tridimensionnelle de la prostate, mais aussi d'effectuer une fusion IRM-échographie.

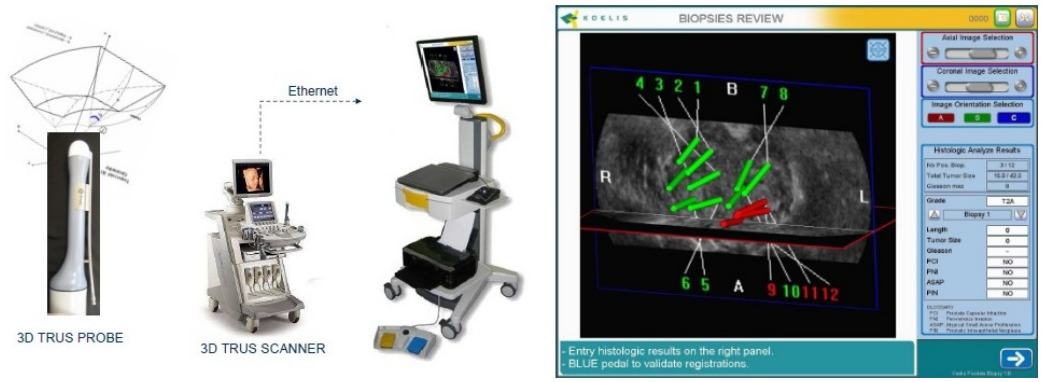


FIGURE 1.9 – L'Urostation, mise en œuvre et capture d'écran.

L'UroStation est composée d'un échographe 3D « classique » en liaison avec un ordinateur portable. Sur cet ordinateur tourne un logiciel qui récupère les images échographiques tridimensionnelles au fur et à mesure de l'examen (la dernière image 3D arrivée est appelée peropératoire) et qui, en utilisant des techniques avancées de recalage élastique d'images tridimensionnelles présentées dans [Baumann 2009] et [Baumann 2012], calcule la position de l'aiguille dans une image de référence de la prostate (une image tridimensionnelle qui a été prise en tout début d'examen, appelée panorama). Cette information est présentée au chirurgien sous la forme d'un cylindre positionné dans une image échographique 3D de la prostate. Le praticien peut alors naviguer dans cette image et analyser le geste qu'il vient d'effectuer. Il est important de noter que ce recalage se fait sans segmentation de la prostate, en traitant l'image 3D dans sa globalité.

Après chaque déclenchement du pistolet à biopsie, le praticien lance une acquisition 3D durant laquelle il cherche à maintenir la sonde immobile. En effet l'image tridimensionnelle est obtenue en assemblant une série d'images bidimensionnelles correspondant à différentes orientations de la barrette d'éléments piézoélectriques, qu'un moteur permet de faire pivoter à l'intérieur de la sonde (le volume échographique ainsi

visualisé est représenté à gauche de la figure 1.9). Le logiciel permet d'afficher la position et l'orientation de la biopsie sur le panorama puisque, le guide-aiguille étant fixé à la sonde échographique endorectale, la « ligne de visée » de l'aiguille est fixe par rapport à l'image peropératoire. Le chirurgien peut ainsi savoir où est la zone biopsiée, à la fois par rapport aux autres biopsies et par rapport à la prostate. De plus si l'acquisition est lancée en mode simulation, c'est-à-dire avant le déclenchement du pistolet à biopsie, le logiciel indique à l'urologue quelle serait la position de la biopsie s'il avait inséré l'aiguille dans la capsule prostatique dans cette configuration.

Malheureusement, l'acquisition d'une image 3D n'est pas instantanée puisqu'elle nécessite un balayage du transducteur. Or les mouvements du patient et du chirurgien intervenant durant la phase d'acquisition nuisent à la qualité de l'image 3D obtenue donc à la précision du placement de la biopsie. Ainsi l'UroStation fournit une information précieuse au chirurgien sur l'échantillonnage de la prostate mais a posteriori et sous réserve d'un maintien en position de la sonde qui soit satisfaisant durant l'acquisition des images échographiques tridimensionnelles. Les biopsies virtuelles ne sont elles qu'indicatives puisque, pour que le chirurgien cible effectivement la zone indiquée par l'UroStation suite à une biopsie virtuelle, il faudrait que l'urologue et le patient soient totalement immobiles à partir du moment où la biopsie virtuelle est demandée et jusqu'au moment où la biopsie réelle est faite.

Il a été déjà montré par [Mozer 2009] que l'UroStation permet à l'urologue d'améliorer la précision de son geste (c'est-à-dire de limiter la distance entre la biopsie réalisée et la cible visée), mais nous nous sommes posé deux questions supplémentaires :

- l'UroStation induit-elle une modification dans la façon même de procéder à des biopsies prostatiques ?
- en vue du développement d'une assistance robotique, les données issues des recalages effectués par l'UroStation permettent-elles de mettre en évidence certaines caractéristiques du geste chirurgical ?

1.4 Analyse du geste chirurgical

Nous avons pu utiliser une base de données comportant les examens de 78 patients qui ont passé des biopsies prostatiques entre Janvier et Septembre 2009 à l'APHP Pitié-Salpêtrière, et pour lesquels le docteur Pierre Mozer et deux de ses collègues ont utilisé l'UroStation. Les algorithmes de recalage élastique implémentés dans l'UroStation permettent l'enregistrement de nombreuses données géométriques lors de l'examen. Toutes ces données sont exprimées dans un repère lié à la prostate (panorama initial) et peuvent être extraites à l'aide d'un exécutable écrit par M. Baumann (Koelis). Grâce à un traitement mathématique puis à une étude statistique des données, nous avons pu étudier l'influence de l'UroStation sur le geste médical réel, les caractéristiques géométriques de ce dernier et leur influence sur le diagnostic.

1.4.1 Influence sur le geste de biopsie

Les données issues de l'UroStation ont été d'abord exploitées pour calculer la position dans le repère lié à l'image de référence du point d'entrée de l'aiguille dans la capsule prostatique lors de chaque biopsie, pour chaque lobe. Connaissant l'ordre de réalisation des biopsies, on peut alors les relier en les parcourant dans le sens des aiguilles d'une montre pour dessiner la surface ponctionnée dans chaque lobe (biopsies reliées dans l'ordre 1-2-4-6-5-3 pour le lobe droit, 8-7-9-11-12-10 pour le lobe gauche, voir figure 1.8). La figure 1.10 présente deux exemples de graphiques obtenus.

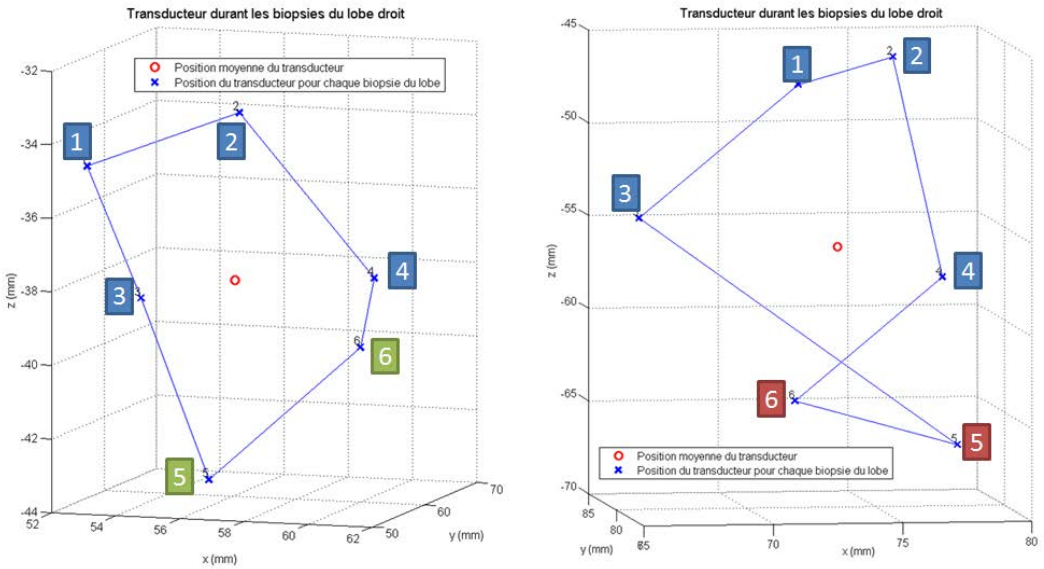


FIGURE 1.10 – Position du transducteur pour chaque biopsie du lobe droit dans un repère lié à la prostate pour deux patients différents. A gauche : schéma en sextant respecté. A droite : biopsies n° 5 et 6 du schéma en sextant inversées.

Les surfaces ponctionnées lors de certains examens apparaissent « croisées », comme dans l'exemple présenté à droite de la figure 1.10. Cela signifie que l'urologue n'a pas exécuté les biopsies dans l'ordre prévu par le schéma en sextant, pourtant globalement suivi (on retrouve bien une biopsie dans chaque zone du sextant). Il s'agit d'un effet direct de l'utilisation de l'UroStation : l'urologue constate en temps réel ses imprécisions et les corrige. Supposons par exemple que le chirurgien souhaite réaliser la biopsie $n^\circ 3$. Il vise sa cible en s'appuyant sur l'image échographique 2D, fait pénétrer l'aiguille dans la capsule prostatique, actionne le pistolet à biopsie, puis lance l'acquisition d'une image 3D. L'UroStation l'informe que la troisième biopsie, qui vient d'être réalisée, est en réalité là où devrait se trouver la biopsie $n^\circ 4$ du schéma en sextant. L'urologue va alors déplacer la sonde de manière à réaliser sa quatrième biopsie dans la zone où aurait dû se trouver la troisième. Ainsi, tout en conservant le même nombre de biopsies et les mêmes zones cible, l'urologue effectue un échantillonnage de la prostate de meilleure qualité et plus conforme

au schéma en sextant recommandé (seul l'ordre des biopsies a changé).

L'UroStation, qui est un système informatif, permet donc d'améliorer l'examen puisqu'il aide l'urologue à échantillonner équitablement les différentes zones de la prostate en lui permettant de visualiser les éventuelles erreurs de placement de biopsie.

1.4.2 Étude géométrique du geste

1.4.2.1 Apparition de faisceaux

Les données issues de l'UroStation permettent également de connaître la position et l'orientation de l'aiguille à biopsie, ainsi que la position du transducteur dans le repère lié à l'image de référence lors de chaque biopsie. Ainsi, pour chaque patient, l'ensemble des positions et orientations de l'aiguille par rapport à la prostate lors d'une séance est connue. Nous avons utilisé les données issues d'examens de routine pour analyser la géométrie du geste.

Deux situations, présentées sur la figure 1.11 , peuvent être observées selon les patients :

- 1er cas : les positions successives de l'aiguille à biopsie dans le repère lié à la prostate forment un faisceau en forme de sablier, tous les axes ainsi obtenus traversant une unique « zone de passage » correspondant logiquement à l'anus,
- 2^{ieme} cas : les positions successives de l'aiguille à biopsie dans le repère lié à la prostate se séparent en deux faisceaux ou plus, chaque faisceau présentant une « zone de passage » distincte.

Le deuxième cas correspond à un examen au cours duquel, à un moment donné, la prostate s'est déplacée de façon importante et a glissé d'un côté ou de l'autre de la sonde échographique tout en tournant. Ainsi dans le repère lié à la prostate l'anus a effectivement changé de position, ce qui explique la présence de plusieurs faisceaux d'aiguilles (biopsies faites avant ou après le glissement).

1.4.2.2 Espace de travail de la sonde

Pour chaque biopsie, il est également possible de calculer la position de la sonde échographique endorectale dans le repère lié à la prostate connaissant la position du transducteur (qui est situé à l'extrémité distale de la sonde) et l'orientation de l'aiguille (qui est la même que celle de la sonde puisque le guide-aiguille est rigidement lié à cette dernière). Ainsi, une position moyenne de la sonde dans le repère lié à la prostate a pu être déterminée pour chaque patient et les écarts à cette position moyenne ont pu être analysés. Les caractéristiques statistiques de ces écarts sont présentés en table 1.4.2.2.

Si l'espace de travail de la sonde échographique endorectale varie beaucoup d'un patient à l'autre, il est néanmoins contenu dans un cône de demi-angle au sommet de 30°.

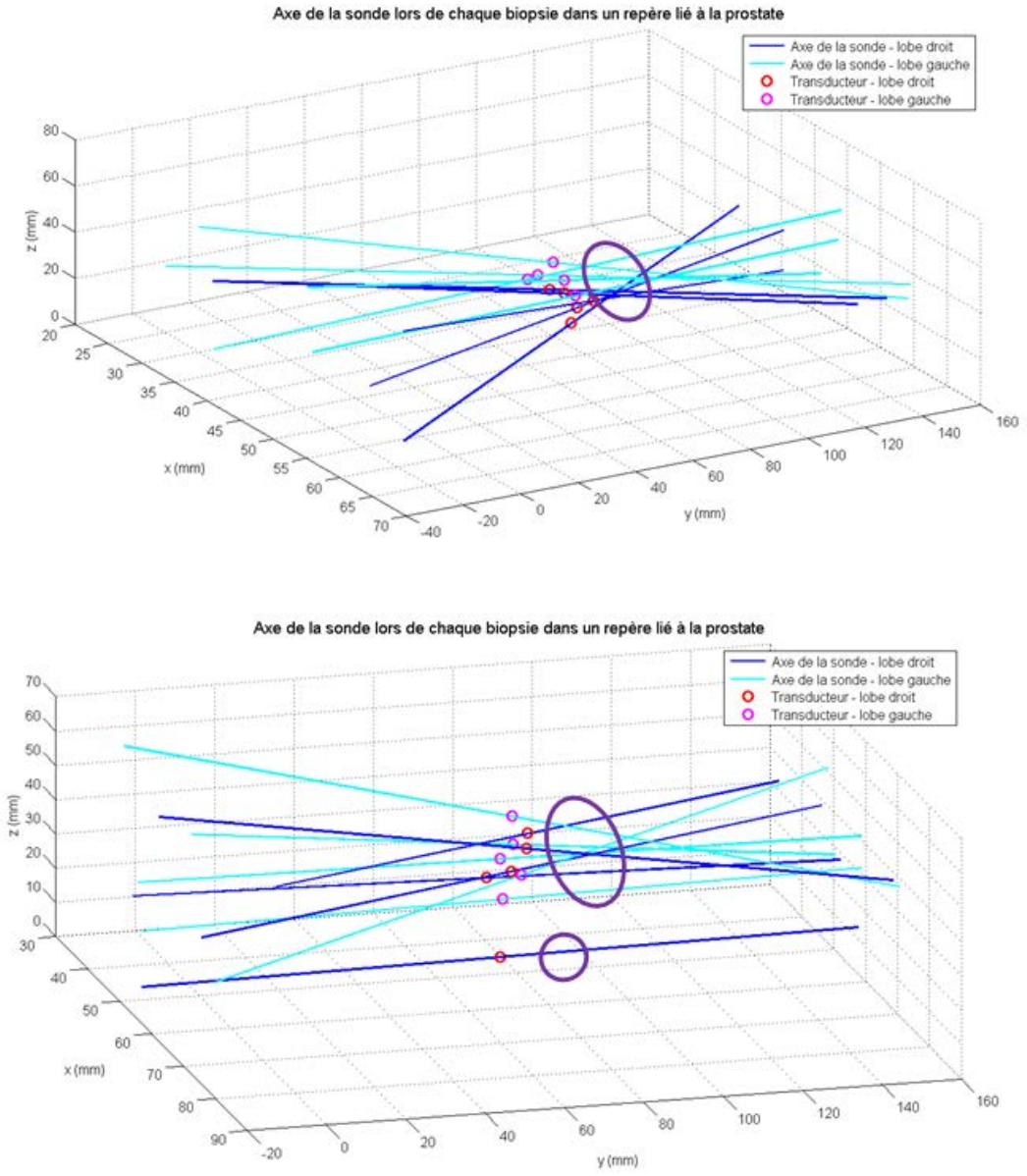


FIGURE 1.11 – Axe de la sonde lors de biopsies successives dans un repère lié à la prostate pour deux patients. En haut : 1er cas, un seul faisceau. En bas : 2^{ieme} cas, deux faisceaux.

	Écart de position du transducteur (mm)	Écart d'orientation de la sonde (°)
Minimum	5,0	12,2
Premier décile	7,1	16,7
Médiane	9,0	21,7
Neuvième décile	12,2	26,1
Maximum	20,6	30,2
Moyenne	9,2	21,4

TABLEAU 1.1 – Écart de position et d'orientation de la sonde par rapport à sa position moyenne dans le repère lié à la prostate.

1.4.2.3 Surface de la capsule prostatique ponctionnée

Nous avons également utilisé les données issues de l'UroStation pour calculer la surface ponctionnée dans chaque lobe prostatique. Cette surface est définie de la façon schématisée en figure 1.12 . Le barycentre E_{bar} des points d'entrée E_i de l'aiguille dans le lobe prostatique est déterminé, ainsi que la position du plan $\mathscr{P}_E$ qui minimise la distance au carré des points E_i au plan $\mathscr{P}_E$. Le point E_{bar} est ensuite déplacé perpendiculairement au plan $\mathscr{P}_E$ vers l'extérieur de la prostate, de la distance entre le plan $\mathscr{P}_E$ et le point E_i qui en est le plus en avant, de façon à tenir compte au moins en partie du bombé de la prostate. Ensuite, la surface de chaque triangle formé par E_{bar} et deux points E_i consécutifs est calculée. La somme de ces surfaces est une estimation de la surface ponctionnée dans le lobe considéré. Les valeurs obtenues pour chaque patient et chaque lobe sont présentées sur la figure 1.13 en fonction du volume prostatique du patient.

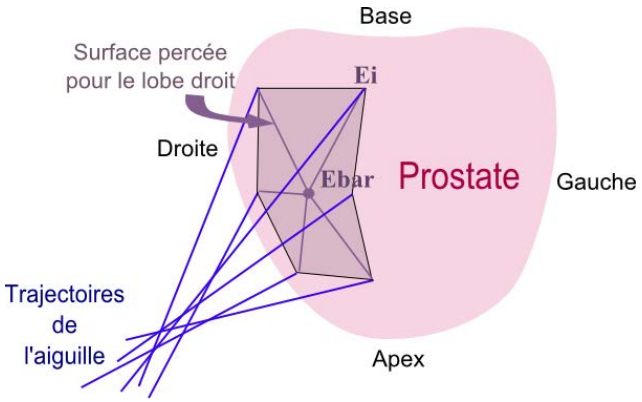


FIGURE 1.12 – Définition de la surface percée dans un lobe.

Il apparaît que les surfaces de ponction sont variables d'un patient à l'autre mais semblent être corrélées avec le volume prostatique, ce qui est logique. La surface de ponction moyenne est de l'ordre de 1 cm^2 seulement. On observe également que la surface

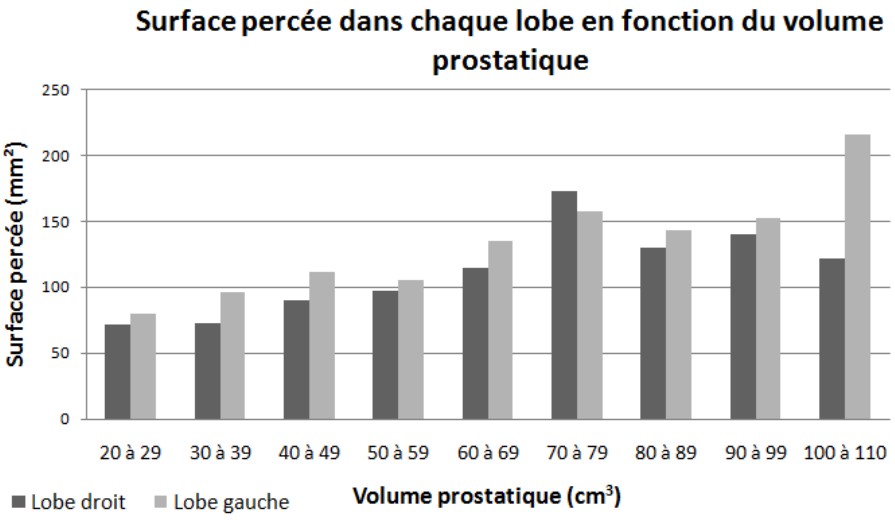


FIGURE 1.13 – Surface percée dans chacun des lobes prostatiques en fonction du volume de la glande. Gris foncé : lobe droit. Gris clair : lobe gauche.

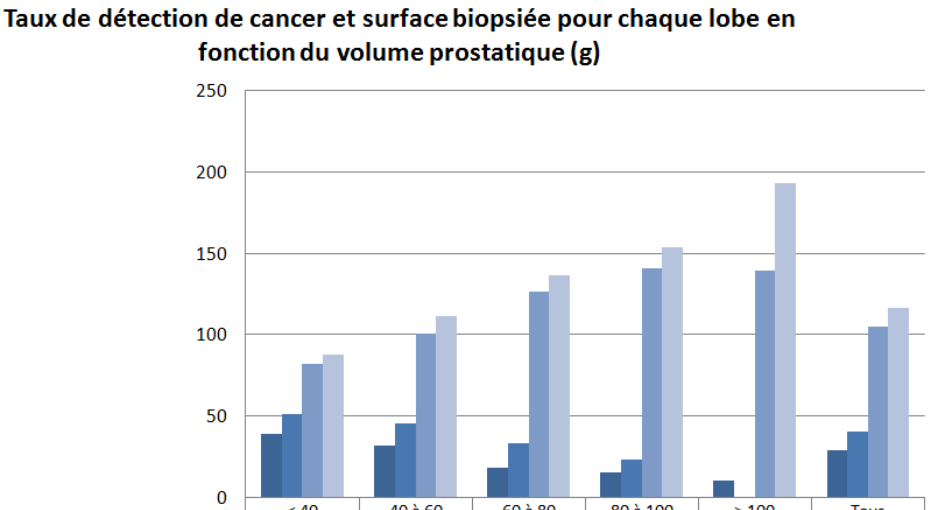
ponctionnée dans le lobe gauche est en moyenne plus importante que celle percée dans le lobe droit.

Or il existe effectivement une dissymétrie du geste médical : durant la réalisation des biopsies dans le lobe droit le guide-aiguille se situe sur le dessus de la sonde échographique, tandis qu'il se trouve en-dessous de la sonde échographique lorsque le chirurgien travaille sur le lobe gauche. Il en résulte une position moins confortable pour l'urologue lorsqu'il biopsie le lobe gauche. On pourrait s'attendre à ce que cet inconfort se traduise par une surface de ponction moins importante dans le lobe gauche que dans le lobe droit puisque les mouvements semblent gênés. Mais il semblerait que cette mauvaise position lors des ponctions dans le lobe gauche conduise à une sous-estimation par le chirurgien de ses propres mouvements et donc à une surface de ponction plus grande dans le lobe gauche que dans le lobe droit.

1.4.3 Conséquences sur le diagnostic

Une variabilité non négligeable de la surface prostatique ponctionnée selon le patient et le lobe biopsié (gauche ou droit) est apparue. Une étude a alors été menée pour déterminer, en combinant ces données avec les résultats des analyses anatomopathologiques, si ces différences de géométrie ont un impact sur le diagnostic final posé par l'urologue. Elle a porté sur 158 patients, âgés de 64 ans en moyenne, chez qui un cancer de la prostate a été diagnostiqué grâce à un examen sous UroStation durant lequel six biopsies ont été réalisées dans chaque lobe.

L'histogramme présenté en figure 1.14 montre pour chaque lobe l'évolution du taux de



	< 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 (mm^2)	82,16	100,65	126,32	140,53	139,32	104,8
Surface moyenne biopsiée dans le lobe gauche (mm^2)	88	111,41	136,43	153,97	193,08	116,55

FIGURE 1.14 – Taux de détection de cancer et surface biopsiée pour chacun des lobes en fonction du volume prostatique.

détection de cancer (pourcentage de patients dont au moins l'un des échantillons biopsiés dans ce lobe présente des cellules cancéreuses) et de la surface biopsiée (comme définie précédemment) en fonction du volume prostatique. On constate tout d'abord que le taux de détection chute lorsque le volume prostatique augmente, ce qui est logique puisque le volume de tissu prélevé est constant donc la proportion de volume prélevé évolue de façon inversement proportionnelle à la taille de la prostate.

On note également qu'au moins une des biopsies effectuées dans le lobe droit présentait des cellules cancéreuses pour $29,1\%$ des patients inclus dans l'étude (tous volumes prostatiques confondus), tandis que pour le lobe gauche ce taux est de $40,5\%$. Or il n'y a aucune raison anatomique connue pouvant expliquer une dissymétrie de la répartition des tumeurs prostatiques à l'échelle d'une telle cohorte de sujets. Cette disparité dans le taux de détection de cancer entre le lobe droit et le lobe gauche est donc bien liée à l'examen. Cela pourrait être dû à la dissymétrie du geste de ponction entre les lobes droit et gauche, ou encore à la fatigue puisque les urologues qui ont réalisé les biopsies prises en compte dans cette étude ponctionnent toujours le lobe droit en premier, puis le lobe gauche. Le diagnostic posé par l'urologue à l'issue d'une séance de biopsies prostatiques classique est donc biaisé.

Nous avons ainsi montré que la dissymétrie des surfaces ponctionnées dans chacun des lobes prostatiques conduisait à une erreur, ou tout du moins une imprécision, sur

le diagnostic posé : les tumeurs localisées dans le lobe gauche sont statistiquement plus souvent détectées que celles situées dans le lobe droit. Ainsi, une séance « type » de biopsies prostatiques fournit à l'urologue une information biaisée ; les décisions thérapeutiques prises à la suite de cet examen seront basées sur une vision faussée de la présence et de la répartition de cellules cancéreuses dans les deux lobes prostatiques. Outre le fait que cette dissymétrie dans la détection des tumeurs puisse mener à des décisions thérapeutiques n'étant pas les plus appropriées, elle empêche de plus d'avancer vers des traitements locaux du cancer prostatique pourtant plus intéressants en terme de sauvegarde des tissus sains et de réduction des effets secondaires.

1.5 Conclusion

La qualité de réalisation des biopsies prostatiques est d'une importance capitale en terme de santé publique puisque cet examen débouche sur un diagnostic et sert de base à la prise de décisions thérapeutiques. Or il s'agit d'un geste complexe et contraignant, du fait des nombreux phénomènes perturbateurs qui interviennent (mouvements de la prostate, mouvements du patient, positions inconfortables pour le praticien) et de la basse qualité des informations fournies à l'urologue (pas d'information tactile, image temps réel ne permettant pas de visualiser les lésions, qualité de l'image 3D dégradée par les mouvements cités précédemment). De plus nous avons montré que, malgré l'utilisation d'un outil d'aide à la visualisation des biopsies, l'examen présente une dissymétrie géométrique. Celle-ci coïncide avec une différence statistique dans les taux de détections de cellules cancéreuses en fonction du lobe dans lequel elles sont situées, ce qui crée un biais dans le diagnostic sur lequel sont ensuite basées les décisions thérapeutiques.

Il apparait donc qu'une assistance robotique pourrait améliorer la réalisation de biopsies prostatiques, en ce sens qu'elle pourrait permettre de mieux maîtriser la répartition des biopsies mais aussi de faciliter la navigation dans la prostate et même de soulager physiquement le praticien. En effet si la sonde échographique est liée à l'organe terminal d'un robot alors il est possible d'exploiter les atouts classiques d'un tel système : force, endurance, répétabilité, précision, navigation, enregistrement de données quantitatives.

Dans le prochain chapitre, nous allons détailler la conception d'un tel robot qui est forcément impactée par son cadre de travail particulier : au contact direct avec deux humains. Nous déterminerons également les types d'assistance que le système ainsi conçu est susceptible d'offrir au praticien, avec les problématiques robotiques que cela implique d'adresser.

Chapitre 2

Conception d'un système robotique d'assistance à la biopsie de prostate : Apollo

Sommaire

2.1 Analyse des dispositifs existants 25
2.1.1 Imagerie 26
2.1.2 Voie d'abord 28
2.1.3 Cinématique du robot 29
2.1.4 Degré d'autonomie du robot 30
2.2 Cinématique 32
2.3 Distribution des actionneurs 36
2.4 Différentes fonctions d'assistance 40
2.4.1 Mode libre 40
2.4.2 Mode verrouillé 41
2.4.3 Assistance par retour d'effort 41
2.4.4 Déplacement fin par retour échographique 42
2.5 Conclusion 42

2.1 Analyse des dispositifs existants

La robotique pourrait constituer un apport intéressant et à fort impact pour l'assistance à la biopsie prostatique. De plus, la brachythérapie présente des problématiques similaires pour la robotisation puisqu'il s'agit également de maîtriser l'insertion d'une aiguille dans la prostate d'un patient.

En plus d'améliorer la qualité du diagnostic, connaître précisément la géométrie des biopsies permettrait en cas de cancer prostatique avéré de se tourner vers des traitements locaux : seuls les sites où des cellules cancéreuses ont été détectées seraient traités, épargnant ainsi les tissus sains. Ce geste thérapeutique local pourrait prendre différentes formes : irradiation localisée à l'aide de grains radioactifs, destruction des cellules par laser amené via une fibre optique logée dans une aiguille, apport de molécules capables d'attaquer les cellules cancéreuses, cryothérapie... Ces techniques locales ont comme point commun de nécessiter elles aussi le placement précis d'une aiguille dans la prostate, elles pourraient donc être mises en œuvre avec le même système que les biopsies. Ainsi, si dans nos travaux nous nous sommes placés plus spécifiquement dans le cadre du diagnostic du cancer de la prostate, l'extension à la thérapie reste possible.

Du fait du grand intérêt et de l'important potentiel d'un système d'assistance à la biopsie et/ou à la brachythérapie et/ou au traitement focal du cancer de la prostate, plusieurs équipes de recherche se sont penchées sur la question. Un état de l'art exhaustif concernant la biopsie et la brachythérapie est présenté dans [Hungr 2012]. Les systèmes robotiques qui ont été proposés à ce jour diffèrent sur quatre critères principaux :

- la modalité d'imagerie,
- la voie d'abord,
- la cinématique du robot,
- le degré d'autonomie du robot.

2.1.1 Imagerie

Le premier critère permettant de classifier les systèmes robotiques proposés dans la littérature est la modalité d'imagerie utilisée. En effet, la prostate n'étant ni rigide ni fixe dans le corps du patient, il est nécessaire de contrôler sa géométrie et sa position en temps réel. Pour cela, différents moyens d'imagerie peuvent être utilisés : l'échographie [Bassan 2007, Bax 2011, Davies 2004, Fichtinger 2006, Fichtinger 2008, Ho 2009, Hungr 2012, Phee 2005, Salcudean 2008, Schneider 2004, Wei 2005, Yu 2007], le scanner [Fichtinger 2002] et l'imagerie par résonance magnétique [Abdelaziz 2011, Chinzei 2000, Fischer 2008, Krieger 2011, Patriciu 2007, Song 2010, van den Bosch 2010]. Comme on peut le voir sur la figure 2.1, les trois modalités fournissent des images ayant des caractéristiques différentes : précision, structures observables, durée d'acquisition, exposition aux rayonnements pour le patient et le personnel hospitalier à proximité.

L'échographie permet d'obtenir soit des images bidimensionnelles en temps réel (plan de coupe), soit des images tridimensionnelles à une fréquence de l'ordre du dixième de Hertz, la scène observée devant être au maximum immobile par rapport à la sonde échographique. Cette image 3D peut être obtenue soit à l'aide d'une sonde 3D [Hungr 2012] (dans ce cas, c'est la barrette d'éléments piézoélectriques située dans l'extrémité de la sonde qui pivote, le mouvement étant géré par l'échographe), soit à l'aide d'une sonde 2D déplacée de façon

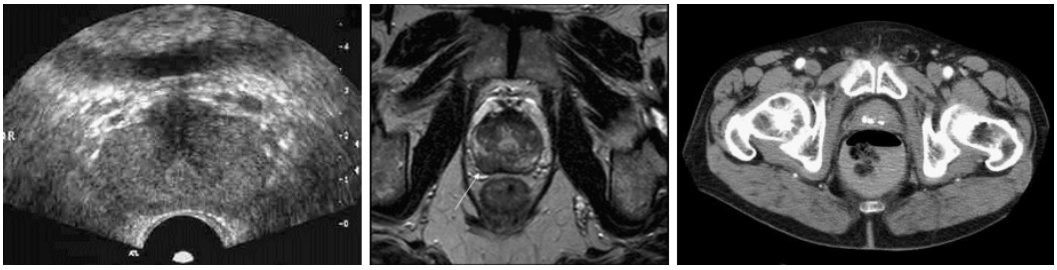


FIGURE 2.1 – Prostate vue sous différentes modalités d'imagerie : échographie à gauche, IRM au milieu, scanner à droite (www.oncoprof.net et www.urofrance.org).

incrémentale [Bassan 2007, Bax 2011, Davies 2004, Fichtinger 2006, Fichtinger 2008, Ho 2009, Phee 2005, Salcudean 2008, Wei 2005, Yu 2007]. Dans les deux cas, une image 2D est enregistrée à chaque position (de la barrette d'éléments piézoélectriques dans la sonde ou de la sonde dans le rectum du patient) puis un volume 3D est reconstruit à partir de l'ensemble des images ainsi obtenues. L'avantage principal de l'échographie est que les appareils sont déjà présents dans les cabinets d'urologie, puisqu'ils sont utilisés pour les biopsies prostatiques en routine clinique, et relativement peu coûteux. Il est cependant important de noter que les tumeurs ne sont pas visibles à l'échographie, puisque leur échogénécité est généralement la même que celle du reste de la prostate. De plus l'image échographique est de très mauvaise qualité : elle est très bruitée, de ce fait les structures anatomiques peuvent être difficiles à distinguer.

L'IRM et le scanner permettent d'avoir des images plus nettes et plus précises, mais à un coût bien plus élevé et une fréquence plus basse. Cela implique que le patient doive rester le plus immobile possible durant l'acquisition, cette condition étant bien plus complexe à remplir lorsque le patient est réveillé que lorsqu'il est placé sous anesthésie générale. De plus, le scanner a un effet irradiant sur le patient comme sur le praticien, ce qui limite son temps d'utilisation, tandis que pour sa part l'IRM impose de prendre en compte la compatibilité magnétique, ce qui donne des contraintes lourdes à prendre en compte lors de la conception de robots destinés à être utilisés dans son enceinte [Fischer 2008, Song 2010].

Une autre faiblesse de l'IRM et du scanner en vue de la robotisation est que, contrairement au cas de l'échographie, la ligne de visée de l'aiguille à biopsie n'est pas connue dans le repère $\mathscr{R}_i$ lié à l'image mais uniquement dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot. Ainsi, une phase de calibration est nécessaire pour déterminer la transformation $\mathscr{T}_{ib}$ permettant de passer du repère $\mathscr{R}_i$ au repère $\mathscr{R}_b$. Le site à biopsier étant choisi dans l'image, ses coordonnées dans le repère $\mathscr{R}_i$ sont connues et ses coordonnées dans le repère $\mathscr{R}_b$ peuvent être calculées. Le robot a alors pour tâche de placer l'aiguille à cette position. Or la prostate bouge et se déforme au cours de la procédure, sous l'influence de nombreux paramètres : respiration, remplissage de la vessie, pression d'une éventuelle sonde échographique (parfois utilisée en complément du scanner ou de l'IRM, afin d'avoir

un retour visuel en temps réel), insertion de l'aiguille... Ainsi, la prostate a bougé durant le temps qu'a mis le robot pour atteindre les coordonnées cibles dans le repère $\mathscr{R}_b$ et ces dernières ne correspondent plus à la même zone physique de la prostate. Ainsi, il a été montré par [Xu 2010] que le robot initialement présenté dans [Krieger 2005] ne pouvait pas atteindre une précision satisfaisante de positionnement de l'aiguille à biopsie dans la prostate si les mouvements par rapport à la base du robot et les déformations de la glande n'étaient pas pris en compte.

Outres les avantages et inconvénients déjà présentés pour chacune des modalités d'imagerie, il est important de prendre en compte le contexte médico-économique dans lequel devra évoluer un robot d'assistance aux biopsies prostatiques. En effet l'échographe est un appareil utilisé dans la pratique clinique actuelle, les cabinets d'urologie en sont donc d'ors et déjà équipés. A l'inverse, le scanner et l'IRM sont des ressources coûteuses et rares, souvent partagées entre plusieurs services hospitaliers et qui ne sont donc pas aisément accessibles.

Pour toutes ces raisons, nous avons choisi de baser notre système sur une imagerie par ultrasons.

2.1.2 Voie d'abord

La voie d'abord par laquelle on cherchera à atteindre la prostate avec une aiguille constitue un deuxième critère de classification des systèmes robotiques proposés dans la littérature : il est possible d'utiliser la voie transpérinéale [Abdelaziz 2011, Bax 2011, Bassan 2007, Chinzei 2000, Davies 2004, Fichtinger 2002, Fichtinger 2006, Fichtinger 2008, Fischer 2008, Heikkilä 2008, Ho 2009, Hungr 2012, Patriciu 2007, Phee 2005, Podder 2007, Salcudean 2008, Song 2010, van den Bosch 2010, Yu 2007, Wei 2005] ou la voie transrectale [Krieger 2011, Schneider 2004], comme illustré par la figure 2.2.

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, lors d'une série de biopsies prostatiques classique (c'est-à-dire non robotisée) la voie transrectale est généralement préférée. Seule une anesthésie locale de la paroi du rectum est réalisée en début d'examen. Ainsi, le patient est réveillé et peut bouger. Dans ce cas, l'urologue utilise généralement une sonde échographique endorectale sur laquelle est fixée un guide-aiguille, l'aiguille à biopsie étant glissée dans ce dernier. L'aiguille est non biseautée et de diamètre important (18 gauges, soit environ 1 *mm*). Sa déformation lors de la biopsie peut ainsi être considérée comme négligeable et sa ligne de visée correspond à l'axe du guide-aiguille. Elle est fixe dans l'image échographique, ce qui permet à l'urologue de cibler le site de ponction de son choix en positionnant la sonde.

En revanche, lors d'une séance de brachythérapie, la voie transpérinéale est préférée. Certains auteurs proposent d'utiliser cet abord pour la réalisation des biopsies

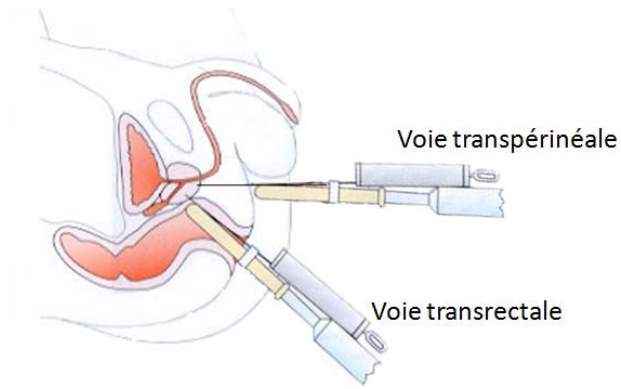


FIGURE 2.2 – Voies d'abord possibles pour la biopsie de prostate : voie transrectale et voie transpérinéale.

prostatiques [Song 2010], mais cela pose plusieurs problèmes : la procédure est plus longue et le patient doit être placé sous anesthésie générale. Cette dernière condition n'est pas compatible avec les contraintes médico-économiques que nous avons déjà évoquées au chapitre 1 et accroit les risques pour le patient. En revanche, cet abord permet l'insertion simultanée de plusieurs aiguilles.

Notre système d'assistance aux biopsies prostatiques devra donc utiliser la voie transrectale, le guide-aiguille étant fixé sur la sonde échographique endorectale, car cela est non seulement compatible avec la pratique clinique actuelle mais permet également de limiter la complexité du système à développer puisque imageur (sonde échographique) et instrument effecteur (ligne de visée de l'aiguille à biopsie, matérialisée par le guide-aiguille) sont rigidement liés.

2.1.3 Cinématique du robot

Pour placer l'extrémité d'une aiguille à une position et dans une orientation données seuls 5 degrés de liberté (ddl) sont nécessaires, puisque la rotation de l'aiguille autour de son axe n'a pas d'impact sur la tâche de positionnement. Néanmoins, certains auteurs choisissent de motoriser la rotation de l'aiguille autour de son axe afin d'améliorer sa pénétration à travers le périnée [Bassan 2007, Hungr 2012, Podder 2007, Yu 2007] (la pénétration d'une aiguille dans la paroi rectale étant plus aisée).

Lorsque la voie transrectale est choisie, l'anus joue le rôle d'une contrainte cinématique à 2 degrés de liberté type linéaire-annulaire : la sonde (à laquelle le guide-aiguille donc la ligne de visée de l'aiguille à biopsie sont rigidement liés) peut pivoter dans toutes les directions et translater selon son axe. La tâche présente alors 4 degrés de liberté.

Ceci a poussé plusieurs auteurs à concevoir des systèmes présentant un centre de

rotation déporté, ou « remote center of motion » (RCM) [Wei 2005] : du fait de la géométrie du robot son effecteur, ici la sonde, passe forcément par un point fixe dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à sa base. Le principal intérêt d'une telle approche est que le robot ne doit posséder que 4 degrés de liberté, ce qui réduit son coût total. En contrepartie, toute intervention devra commencer par une phase de mise en place pour faire coïncider l'anus du patient et le RCM du robot. Celle-ci peut être longue, fastidieuse et peut poser problème dans le cas où le patient est sous anesthésie locale uniquement : en effet, celui-ci peut alors se déplacer consciemment ou non par rapport à la base du robot, ce qui non seulement impose de recommencer l'étape d'installation mais surtout peut occasionner des blessures pour le patient.

De plus il apparait en pratique clinique que les chirurgiens utilisent parfois l'élasticité de l'anus pour atteindre certaines cibles de biopsies avec ce qu'ils jugent être la bonne orientation de la sonde [Torterotot 2010]. Dans ce cas, formellement, la contrainte cinématique n'est plus respectée. Ainsi, utiliser un RCM limite l'espace de travail de la sonde échographique par rapport à une manipulation humaine, ce qui peut empêcher d'atteindre avec le robot certaines configurations de biopsie voulues par le praticien.

Ainsi il nous parait intéressant de développer un robot présentant 6 degrés de liberté. Outre le fait qu'un tel système n'impose pas de suivre une procédure lourde de mise en place, cela permettra à l'urologue de bénéficier de sa liberté de mouvement habituelle lorsque cela s'avère nécessaire mais également d'assurer la sécurité du patient en n'imposant aucune contrainte de coïncidence géométrique.

2.1.4 Degré d'autonomie du robot

Les systèmes proposés dans la littérature diffèrent également par leur degré d'autonomie. Certains systèmes sont entièrement autonomes : ils positionnent le guide-aiguille de façon à ce que la ligne de visée de l'aiguille à biopsie soit celle qui est désirée, puis insèrent eux-même l'aiguille dans la prostate [Davies 2004, Bassan 2007, Fichtinger 2006, Hungr 2012, Patriciu 2007, Yu 2007]. Ce mode de robotisation s'avère intéressant dans le cas où le système est basé sur un scanner, puisque cela permet à l'urologue de se tenir loin de l'appareil et donc de limiter son exposition aux radiations.

D'autres robots sont des comanipulateurs, qui partagent la réalisation du geste avec le chirurgien. La répartition des tâches est généralement séquentielle : le robot place le guide-aiguille à la position désirée, puis le chirurgien réalise l'acte médical proprement dit en manipulant l'aiguille à la main [Abdelaziz 2011, Bax 2011, Chinzei 2000, Fichtinger 2002, Fichtinger 2008, Fischer 2008, Schneider 2004, Salcudean 2008, Song 2010, Wei 2005]. Sur certains systèmes, le robot limite néanmoins la manipulation manuelle de l'aiguille en bloquant cette dernière lorsque la profondeur d'insertion prévue par le logiciel de commande est atteinte [Ho 2009, Phee 2005].

La première limitation de ces systèmes vient de leur commande. Elle peut être calculée soit en temps réel, soit une fois pour toute sous forme de trajectoire donnée dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot. La première solution impose d'être capable de traiter des images à très haute vitesse, en supposant que celles-ci sont fournies à une cadence suffisante. A l'heure actuelle, aucun système ne présente ces capacités. Dans le deuxième cas, le calcul des déplacements du robot doit se faire à partir d'une unique image puis d'un modèle qui devrait idéalement prendre en compte de très nombreux paramètres pouvant varier dans le temps même si le patient est sous anesthésie générale : anatomie (géométrie) du patient, raideur des différents organes entrant en jeu, déplacements et déformations cycliques dûs à la respiration, contraintes géométriques liées au point d'insertion de l'aiguille et/ou de l'imageur dans le corps du patient, etc. Or de telles données sont difficiles voire impossibles à obtenir à l'heure actuelle et, sans au moins une partie d'entre elles, la précision requise pour que le positionnement de l'aiguille soit acceptable peut ne pas être atteinte [Xu 2010].

De plus ces deux types de systèmes ne sont pas utilisables sur un patient qui n'est pas endormi, pour des raisons évidentes de sécurité mais aussi d'acceptabilité pour le patient (voir figure 2.3). Or, comme nous l'avons vu au chapitre précédent, l'anesthésie générale est pour la majorité des patients à la fois inutilement risquée et incompatible avec les contraintes médico-économiques liées aux biopsies prostatiques.

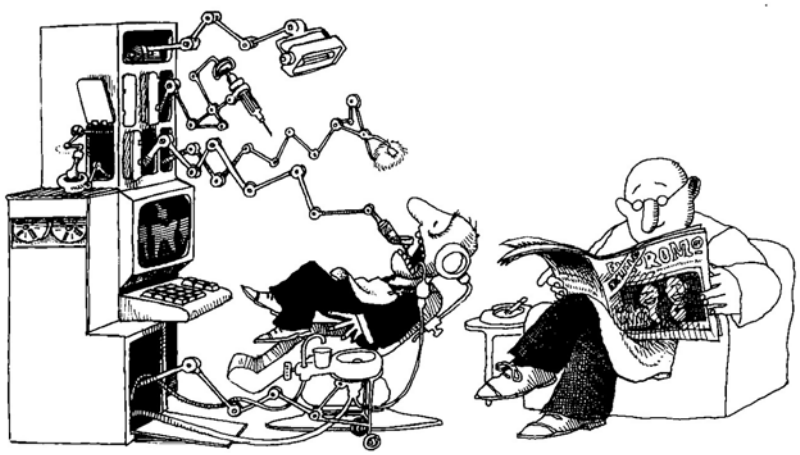


FIGURE 2.3 – Dessin issu de « Quino-thérapie » par Quino (ISBN : 2.7234.0520.6, éditions Glénat).

Nous avons donc choisi de développer un robot comanipulé ou « cobot » qui ne fonctionnera en mode « automatique » que dans certaines conditions dans lesquelles le système est capable d'assurer la sécurité du patient, à savoir maintien en position de la sonde vers une cible et petits déplacements. Il est à noter que le fait de limiter

les mouvements automatiques à ces deux seuls cas nous permettra de choisir des actionneurs moins nombreux et/ou moins compliqués que si le robot avait dû être totalement automatique et capable de générer seul de grands déplacements. Le reste du temps, l'urologue et le robot tiendront tous les deux la sonde échographique endorectale et travailleront ensemble. Une combinaison particulière de choix de conception et de réglages de commande permettront d'assurer à tout moment la sécurité du patient.

2.2 Cinématique

Comme nous l'avons vu dans la section 2.1, nous cherchons à concevoir un robot présentant 6 degrés de liberté capable de comanipuler une sonde échographique endorectale fixée à son effecteur. De nombreuses cinématiques sont alors envisageables [Smith-Guerin 2008], le choix devant être fait en fonction de l'espace de travail voulu, de l'encombrement acceptable, des efforts en jeu ainsi que de la précision attendue.

Nous avons montré dans la section 1.4.2.2 que l'espace de travail de la sonde est un cône de demi-angle au sommet de 30°, représenté sur la figure 2.4. La rotation de la sonde autour de son axe doit être possible sur un angle de l'ordre de 300° environ, la position moyenne du guide-aiguille durant les biopsies du lobe gauche étant diamétralement opposée à sa position moyenne durant les biopsies du lobe droit (au-dessus ou en-dessous de la sonde).

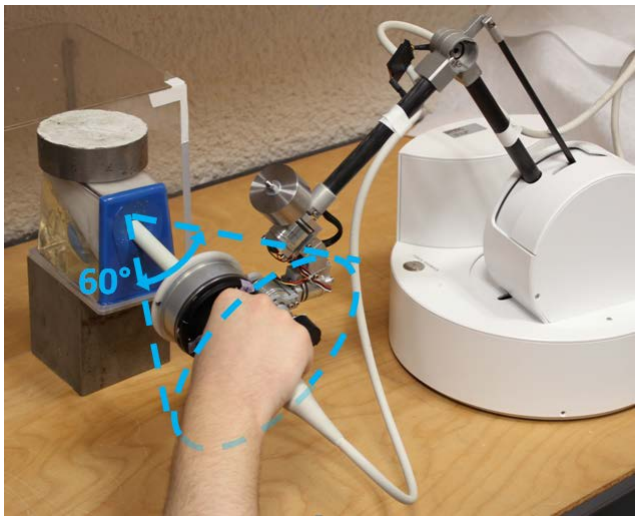


FIGURE 2.4 – Espace de travail de la sonde montée sur Apollo.

Un robot, appelé Apollo, a été conçu de façon à autoriser cet espace de travail lorsque sa base est placée sur le lit d'examen, à une quarantaine de centimètres environ du point d'insertion de la sonde dans le patient (par exemple dans le creux des genoux du patient

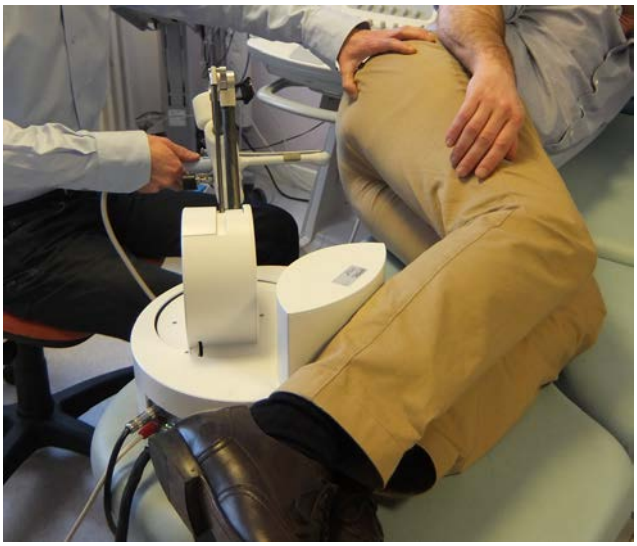


FIGURE 2.5 – Exemple de positionnement du robot Apollo pour la réalisation de biopsies prostatiques



FIGURE 2.6 – Apollo

placé en décubitus latéral, comme on peut le voir sur la figure 2.5). Comme on peut le voir sur la figure 2.6, il est composé de six pivots assemblés selon une géométrie anthropomorphique :

- les deux premiers pivots, l'axe du premier étant vertical et celui du suivant étant horizontal, constituent une épaule ;
- le troisième pivot, dont l'axe est parallèle à celui du deuxième, correspond au coude du robot ;
- les trois derniers pivots, dont les axes sont concourants en un unique point P, forment le poignet du robot.

La géométrie d'Apollo est décrite en suivant la convention de Denavit et Hartenberg [Denavit 1955], les paramètres sont résumés dans la table 2.2 et les liaisons correspondantes sont représentées sur la figure 2.7.

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	$0,30\ m$	θ_4
5	$-\pi/4$	0	0	θ_5
6	$\pi/2$	0	0	θ_6

TABLEAU 2.1 – Paramètres de Denavit et Hartenberg du cobot Apollo.

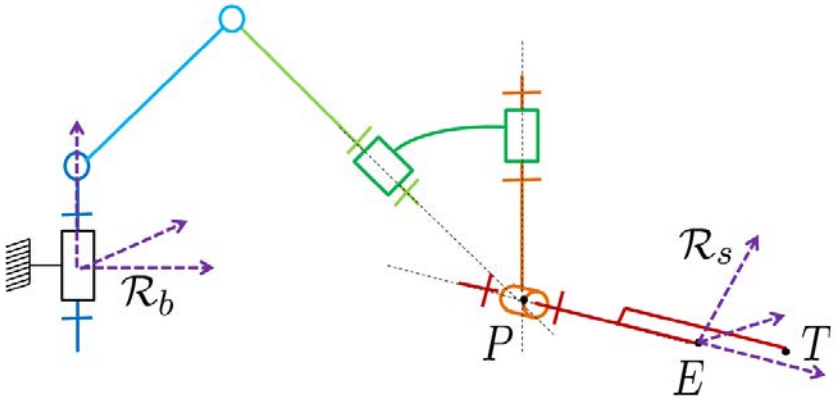


FIGURE 2.7 – Schéma cinématique d'Apollo.

Il est à noter que les variables θ_2 et θ_3 ne sont pas directement accessibles par les capteurs du robot. Les axes 2 et 3 sont en réalité deux sommets opposés d'un parallélogramme déformable que l'on peut voir sortir du capot sur la figure 2.6, les moteurs étant montés sur deux articulations successives du parallélogramme (celles qui sont situées au plus proche de la base, cachées par le capot). Les codeurs montés sur les axes moteurs donnent donc les angles moteurs θ_{m2} et θ_{m3}, qui permettent de calculer les

angles articulaires θ_2 et θ_3 comme suit :

$$\theta_2 = \theta_{m2} \tag{2.1}$$

$$\theta_3 = \pi - \theta_{m3} \tag{2.2}$$

Le dernier segment est conçu de manière à présenter un trou cylindrique de 8 *cm* de diamètre dont l'axe coïncide avec celui de la dernière liaison. Ainsi, n'importe quelle sonde échographique peut être connectée à l'extrémité d'Apollo à l'aide d'une pièce d'interface propre à la sonde. La fixation de la pièce d'interface au robot se fait à l'aide de couples trous/picots métalliques (pour la mise en position) et d'aimants (pour le maintien en contact) visibles sur la figure 2.8. Grâce à ce système, Apollo peut être utilisé avec différentes sondes échographiques sans devoir être entièrement reconçu.

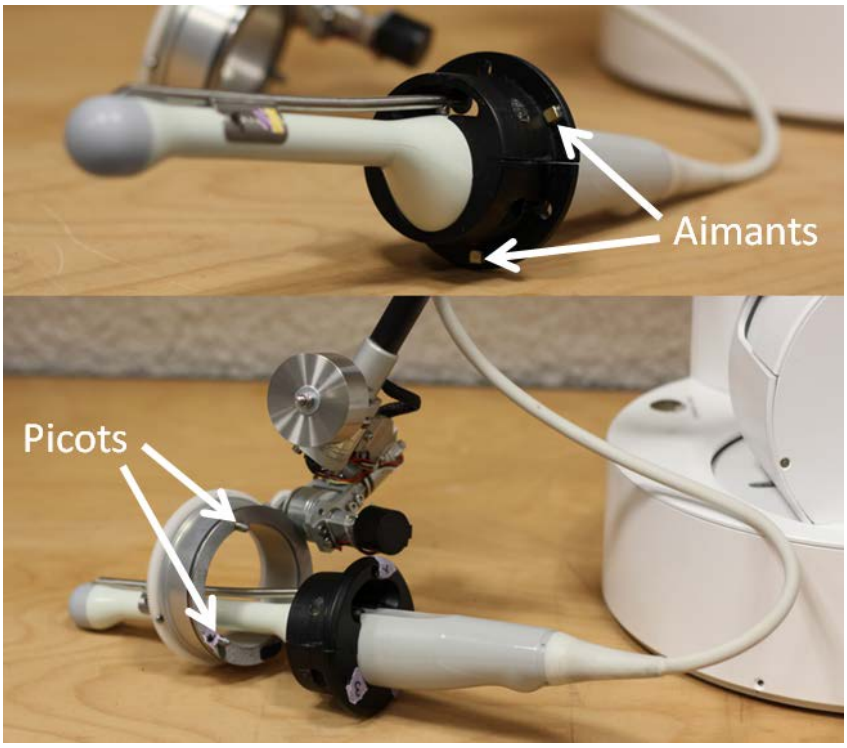


FIGURE 2.8 – Système de fixation de la sonde échographique endorectale sur le robot Apollo, avec la première version des pièces d'interface.

Nous disposons d'une sonde échographique endorectale 4DEC9-5/10STI de la société Ultrasonix, pour laquelle nous avons conçu une pièce d'interface qui a été fabriquée en prototypage rapide. Comme on peut le voir sur la figure 2.8, cette interface est constituée de deux pièces comprenant chacune une demi-empreinte de la sonde. Ces deux pièces sont fixées autour de la sonde grâce à deux vis de serrage. Dans une première version, un trou a été ménagé face à l'entrée du guide-aiguille, afin de permettre l'insertion de l'aiguille. Une deuxième version de cette pièce, que l'on peut voir sur la figure 2.9, a été dessinée par la



FIGURE 2.9 – Deuxième version des pièces d'interface montée sur la sonde échographique endorectale.

suite pour permettre une protection efficace lors d'un futur essai clinique : cette nouvelle pièce d'interface permet en effet de placer une protection type préservatif entre la sonde échographique endorectale et le guide-aiguille.

2.3 Distribution des actionneurs

Nous appellerons mode libre le mode dans lequel le robot est « suiveur », c'est-à-dire qu'il laisse entièrement le contrôle des mouvements de la sonde à l'utilisateur. Ce mode pourrait être réalisable sans actionneur, mais Apollo doit également être capable d'appliquer sur la sonde échographique endorectale des efforts afin de la maintenir à une position décidée par l'urologue (la position de la sonde au moment où l'urologue déclenche ce mode, que nous appellerons mode verrouillé). En robotique, il existe classiquement deux façons d'atteindre un tel but :

- utiliser un moteur électrique asservi en position avec un fort gain (ce qui génère une raideur importante),
- utiliser des freins électromagnétiques (dont la raideur est infinie tant qu'il n'y a pas de glissement).

Les freins électromagnétiques présentent un rapport couple résistant/masse plus important que les moteurs électriques. Ils sont également moins chers et leur commande est plus facile à mettre en œuvre. Ils présentent néanmoins un inconvénient majeur : ils n'offrent que très peu de possibilités de commande. En effet ils fonctionnent sur un mode « tout ou rien » : les freins sont soit bloqués (ils présentent alors une raideur infinie tant que le couple résisitif maximal n'est pas atteint) soit libres (ce qui correspond à une raideur nulle), aucun intermédiaire n'est possible. Ainsi, si tous les axes d'Apollo étaient équipés de freins, il ne serait pas possible d'exercer des efforts contrôlés sur la sonde échographique endorectale.

De plus, une fois que l'urologue a positionné la sonde comme il le souhaitait et actionné le mode verrouillé, il relâche la sonde. Toutes les forces externes que l'urologue compensait jusque là en mode libre, à savoir le poids de la sonde et les efforts de contact exercés par le patient sur la sonde, agissent alors comme des perturbations pour le robot. Si la raideur du robot pourvu de freins n'est pas infinie, cela va conduire à un déplacement de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie. Or augmenter la raideur de la structure du robot et des freins signifie limiter la déformation des pièces mécaniques et augmenter la puissance des freins, ce qui implique d'augmenter la masse du système. Ceci va à l'encontre du besoin de transparence, qui est crucial en mode libre (nous reviendrons en détail sur ce point dans le chapitre suivant, section 3.1). À cela il faut ajouter qu'un robot qui présenterait une raideur importante serait dangereux pour le patient : si ce dernier bouge tandis que le robot présente une raideur élevée, alors il peut être blessé.

Pour choisir les actionneurs équipant les six axes d'Apollo, plusieurs éléments ont donc dû être pris en considération :

- la masse du robot doit être minimisée afin de faciliter sa manipulation en mode libre,
- le prix du robot doit rester le plus bas possible afin de permettre son transfert vers un usage clinique,
- la raideur du robot doit pouvoir être modulée durant les phases de verrouillage afin de ne pas blesser le patient, qui est sous anesthésie locale uniquement et peut donc bouger pendant que le robot maintient la sonde en position.

Si les deux premières contraintes vont dans le sens des freins, la troisième impose l'utilisation de moteurs. Afin d'obtenir le meilleur compromis possible, un mode d'actionnement hybride a finalement été choisi.

Les trois premiers pivots sont équipés de moteurs électriques Maxon RE35, afin de pouvoir générer un comportement élastique de raideur contrôlable au centre P du poignet. Pour assurer une bonne maniabilité en mode libre, les forces d'inerties et les forces résistives doivent être minimisées. Les moteurs sont donc placés au plus près de la base du robot. Ainsi, non seulement ils génèrent moins d'effets inertiels, mais ils n'auront pas à être portés par les segments du robot (le « bras » situé entre les axes 2 et 3 et l'« avant-bras » qui lie les axes 3 et 4). De ce fait, le bras et l'avant-bras pourront être plus légers, ce qui participera aussi à la réduction de l'inertie du robot. C'est pour cette raison que le bras est en réalité un parallélogramme, comme nous l'avons vu précédemment. Les moteurs étant déportés près de la base du robot, il est nécessaire d'utiliser une transmission pour exercer les couples voulus au niveau des axes ; le choix d'un système à câble limite les frottements. Chaque moteur est équipé d'un codeur optique, ce qui permet de mesurer la position articulaire de chacun des trois premiers axes.

Les trois axes du poignet sont en revanche équipés de freins Kebco 01.P1.300, ce qui restreint la masse et le coût du robot. Un potentiomètre est monté sur l'axe de chacun des freins, donnant ainsi accès aux positions articulaires des axes correspondants. Si la conception des axes 4 et 5 ne pose pas de problème particulier (les freins, qui sont

traversants, peuvent être montés directement sur les axes), il n'en va pas de même pour l'axe 6. En effet, celui-ci devant comporter un trou cylindrique de 8 *cm* centré sur l'axe de la liaison pour permettre le montage de la sonde sur le robot, le frein ne peut être placé directement sur cet axe. Il a été choisi d'utiliser une transmission par engrenage : une couronne dentée a été fixée sur l'anneau dans lequel viendra se monter la pièce d'interface sonde/robot tandis que le corps du frein est monté sur le segment liant les axes 5 et 6 et une deuxième roue dentée est fixée sur l'axe traversant le frein. Le ratio des nombres de dents étant de $4,5$, un potentiomètre multitours a été choisi pour équiper l'axe 6, permettant de couvrir la plage de rotation autorisée par les butées (environ $350°$). Les freins sont commandés de façon binaire : ils sont soit alimentés, auquel cas il sont libres et n'empêchent pas la rotation de l'axe sur lequel ils sont montés ; soit non alimentés, auquel cas il sont bloqués. Tous ces éléments sont visibles sur la figure 2.10.

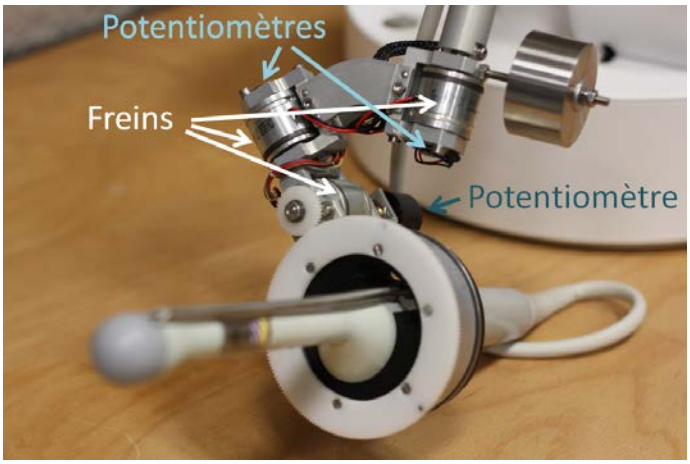


FIGURE 2.10 – Gros plan sur le poignet d'Apollo.

La présence de ces freins constitue une sécurité supplémentaire pour le patient. En effet, lorsque les freins sont relâchés, Apollo peut uniquement exercer sur la sonde une force au centre P du poignet, point autour duquel la sonde pivote librement. Ainsi le robot, ne pouvant exercer de couple sur la sonde au point P, ne peut générer d'effort sur l'anus du patient via la sonde. Les risques d'occasionner des blessures en cas de dysfonctionnement sont donc réduits.

Le robot a été fabriqué par la société Haption [Hap], spécialisée dans la conception d'interfaces haptiques puissantes (utilisant notamment des transmissions à câbles). Les trois premiers axes d'Apollo sont identiques à ceux du Virtuose3D, tandis que les 3 derniers axes ont été fabriqués à partir de notre conception. Les caractéristiques d'actionnement axe par axe sont résumées dans la table 2.3. Les moteurs des trois premiers axes permettent de générer au centre P du poignet un effort continu de 5 N et un effort pic de 15 N.

Axe	Actionneur	Transmission	Rapport	Couple maximal
1	moteur	câble	$21,6$	$3,4\ Nm$
2	moteur	câble	$14,9$	$2,4\ Nm$
3	moteur	câble	$14,8$	$2,3\ Nm$
4	frein	directe	1	$0,4\ Nm$
5	frein	directe	1	$0,4\ Nm$
6	frein	engrenage	$4,5$	$1,8\ Nm$

TABLEAU 2.2 – Caractéristiques d'actionnement d'Apollo axe par axe.

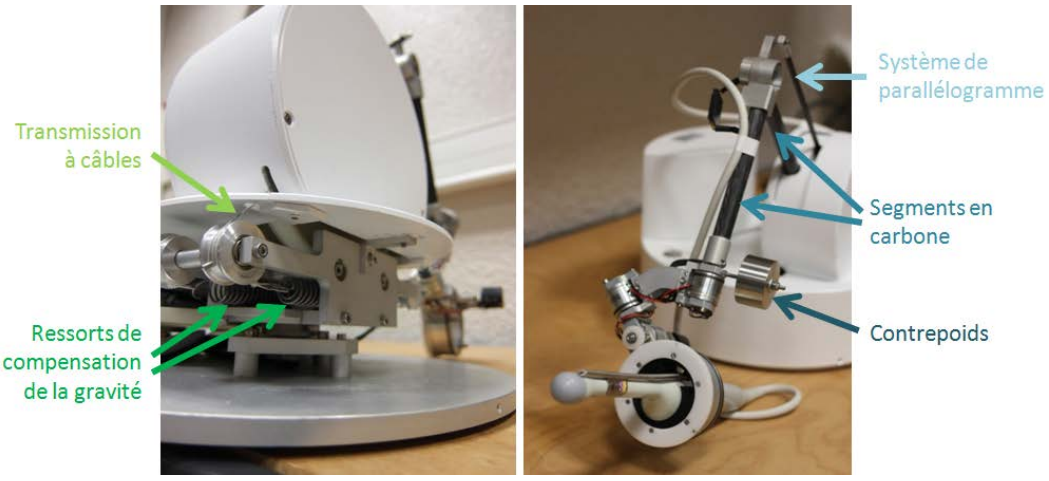


FIGURE 2.11 – Éléments mécaniques améliorant la transparence du robot Apollo.

Les masses des différentes pièces ont été réparties de façon à ce que la gravité ne génère pas de moment sur les axes. Pour cela, deux stratégies ont été utilisées :

- un contrepoids a été monté sur l'axe 4 d'Apollo, voir figure 2.11, cette solution présentant néanmoins l'inconvénient d'ajouter à la masse embarquée du système ;
- des ressorts ont été montés sur les axes 2 et 3 d'Apollo, voir figure 2.11.

Notons que les ressorts montés sur les axes 2 et 3 compensent une part constante des effets de la gravité correspondant à peu près au poids des pièces non-démontables (ni la sonde ni sa pièce d'interface ne sont concernées). Cela permet d'éviter les soucis au démontage de la sonde : si le poids de la sonde et de son interface était compensé par les ressorts, lors de leur décrochage le poignet du robot monterait brusquement et risquerait de venir frapper l'utilisateur au visage.

Notons que les couples articulaires que peut générer Apollo sont relativement faibles, ce qui constitue une sécurité intéressante pour un robot travaillant au contact de deux humains : en cas de problème, il sera aisé pour l'urologue de forcer (à la main) les mouvements du robot.

Les moteurs électriques sont contrôlés au bas niveau par une boucle de courant. Grâce à cette dernière, il est possible de commander les moteurs directement en effort.

2.4 Différentes fonctions d'assistance

Nous disposons donc d'un robot capable de bloquer l'orientation de la sonde échographique endorectale par rapport à son avant-bras ou, au contraire, de la laisser libre de pivoter selon les trois directions autour du centre P de son poignet. Apollo est également capable d'exercer une force contrôlée en ce point P. Ces capacités vont nous permettre de nous intéresser à trois tâches ou types de tâches :

- laisser l'urologue libre de manipuler la sonde comme il le souhaite, sans qu'il ne ressente la présence du robot ;
- verrouiller la positon de la sonde, c'est-à-dire maintenir la sonde en position tout en garantissant la sécurité du patient, sans l'aide de l'urologue ;
- assister l'urologue dans le positionnement de la sonde par rapport à la prostate en mode libre en y ajoutant un retour d'effort.

2.4.1 Mode libre

Comme nous l'avons vu précédemment à la section 2.1.4, planifier une trajectoire de la sonde échographique endorectale que devra générer le robot est très complexe si l'on doit prendre en compte les déformations et déplacements de la prostate, les mouvements éventuels du patient, les contraintes anatomiques liées au rectum et à l'anus, la possibilité de s'appuyer sur ces contraintes anatomiques sans atteindre le seuil de douleur du patient, etc. En revanche, un urologue est lui capable d'intégrer toutes ces informations lorsqu'il manipule la sonde. De plus, il possède un sens du toucher fin ainsi que des connaissances et

compétences cognitives qui ne peuvent être mises en équation : connaissances médicales, réactivité, adaptabilité, etc.

C'est pourquoi Apollo doit offrir un « mode libre », dans lequel il laisse la sonde « aussi libre que possible », l'urologue contrôlant les mouvements de cette dernière. Nous présenterons ce mode plus en détails dans le chapitre 3, section 3.1.

2.4.2 Mode verrouillé

Lorsque le système est en mode libre, l'urologue peut positionner manuellement la sonde à l'endroit qui lui parait être adapté pour faire une biopsie. Comme nous l'avons vu plus tôt, le chirurgien cherche alors à rester le plus immobile possible au moins le temps d'effectuer la biopsie proprement dite. Il peut également, s'il dispose d'une UroStation (voir section 1.3), faire une biopsie test puis soit effectuer la biopsie réelle si la localisation simulée lui convient, soit corriger sa position si nécessaire. Dans les deux cas, il est important que la sonde soit immobile dès le lancement de l'acquisition 3D (qui permettra de calculer l'emplacement de la biopsie virtuelle dans un repère lié à la prostate) et jusqu'à la biopsie ou la réalisation d'un petit déplacement de la sonde. Or un maintien en position parfait est très difficile à obtenir à la main.

C'est pourquoi Apollo doit pouvoir présenter un « mode verrouillé », durant lequel le robot maintient précisément la sonde en position tandis que l'urologue a les mains libres pour effectuer d'autres tâches (manipulation de l'échographe, de l'UroStation et du pistolet à biopsie notamment). Cette tâche est double : le robot doit à la fois assurer un positionnement précis de la sonde échographique endorectale et garantir la sécurité du patient, qui n'est pas endormi. Il doit donc être à la fois précis et souple, deux contraintes classiquement antagonistes en robotique. Nous avons vu dans la section 2.3 comment le choix des actionneurs d'Apollo permet de prendre en compte en partie ce problème, nous verrons dans le chapitre 3, section 3.3 la commande qui a été développée pour le résoudre complètement.

2.4.3 Assistance par retour d'effort

Si les modes précédents constituent déjà une amélioration potentiellement significative de l'examen, aussi bien en terme de gestion de la répartition des biopsies qu'en terme de confort pour le praticien, un système tel qu'Apollo pourrait être utilisé pour développer de nombreuses autres fonctions d'assistance.

Il est notamment envisageable d'utiliser Apollo pour fournir à l'urologue un retour d'effort via l'application de forces sur la sonde en mode libre, comme nous le verrons au chapitre 4. Nous verrons dans un premier temps en section 4.1 que la génération d'un retour d'effort à travers une contrainte anatomique peut avantageusement exploiter les capacités de l'humain manipulant la sonde pour arriver à une commande nécessitant peu

de ressources et présentant un haut niveau de sécurité pour le patient. Cette capacité de génération d'un retour d'effort peut permettre de réaliser plusieurs fonctions, par exemple un guidage virtuel ou une augmentation de la raideur apparente de la prostate. Le développement de cette dernière fonction sera détaillé dans la section 4.2.

2.4.4 Déplacement fin par retour échographique

La fonction de verrouillage présentée précédemment souffre d'une faiblesse : ce mode n'utilise que les capteurs du robot pour élaborer sa commande, ce qui signifie qu'Apollo maintient la sonde fixe dans un repère $\mathscr{R}_b$ lié à sa propre base. Or la prostate n'est pas fixe dans ce repère et la cible de biopsie est quant à elle fixe par rapport à la prostate. Ainsi, il est possible que la précision du maintien de la ligne de visée de l'aiguille en direction de la cible à biopsier en mode verrouillé ne soit pas satisfaisante dans le repère de la tâche.

Ainsi, si la réalisation de grands mouvements par le robot en autonomie est à proscrire pour les raisons détaillées dans la section 2.1, il est possible d'utiliser Apollo pour générer à partir du mode verrouillé de petits déplacements correctifs de la sonde calculés à partir d'informations tirées de l'échographie. Ainsi, l'urologue pourrait effectuer un positionnement aussi précis qu'il est humainement possible de le faire, puis le robot pourrait effectuer une correction fine en se basant sur les données géométriques issues de l'image. Ce mode de fonctionnement sera détaillé dans le chapitre 5.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons analysé les différents robots dédiés au diagnostic et au traitement du cancer de la prostate qui existent dans la littérature. Nous avons ensuite présenté le robot Apollo, un comanipulateur de sonde échographique endorectale à 6 degrés de liberté présentant un actionnement hybride, et les raisons qui ont motivé les différents choix de conception. Différentes fonctions que notre système pourrait offrir ont été présentées dans la section 2.4, elles seront détaillées dans la suite de ce document.

Dans le chapitre 3, nous détaillerons les deux fonctions de base que sont le mode libre (section 3.1) et le mode verrouillé (section 3.3) : le premier doit permettre une manipulation de la sonde par l'urologue sans que le mouvement ne soit impacté par le robot, tandis que le deuxième doit permettre un maintien en position de la sonde à la fois précis et souple par le robot seul.

Le fait que notre système soit équipé de trois moteurs et capable d'exercer une force maîtrisée au centre de son poignet nous permet de nous intéresser à différents types d'assistance par comanipulation, que nous détaillerons dans le chapitre 4. Nous nous intéresserons particulièrement à la méthodologie de génération de guides haptiques à

travers une contrainte anatomique et à un exemple de retour haptique basé image.

Nous nous pencherons ensuite, dans le chapitre 5, sur la génération de déplacements fins basés sur des informations issues de l'image échographique. Cette possibilité d'ajuster la position de maintien de la sonde viendra renforcer le mode verrouillé pour aider l'urologue à atteindre les cibles de son choix.

Chapitre 3

Modes libre et verrouillé

Sommaire

3.1 Mode libre 45
3.1.1 Une caractéristique essentielle : la transparence 46
3.1.2 Commande bas niveau 46
3.1.3 Commande du mode libre 49
3.2 Validation expérimentale du mode libre 49
3.2.1 Analyse de la transparence d'Apollo in vitro 49
3.2.2 Essais in cadavero 57
3.3 Mode verrouillé 58
3.3.1 Souplesse et précision, deux contraintes antagonistes 58
3.3.2 Commandes développées 60
3.4 Validation expérimentale du mode verrouillé 69
3.4.1 Validation in vitro 69
3.4.2 Validation in cadavero 73
3.5 Essais cliniques 75
3.6 Conclusion 75

Nous avons présenté dans le chapitre précédent les raisons qui ont présidé à la conception d'Apollo, un cobot d'assistance aux biospies prostatiques, dont nous avons également défini les principaux modes de fonctionnement. Nous allons dans ce chapitre détailler l'élaboration et la validation expérimentale des modes libre (ou « mode L ») et verrouillé (ou « mode V »).

3.1 Mode libre

La première capacité que doit présenter notre système est de permettre une manipulation de la sonde par le chirurgien qui soit naturelle. C'est cette aptitude que l'on

appelle « transparence ».

3.1.1 Une caractéristique essentielle : la transparence

La transparence d'un robot est sa faculté à ne pas perturber le mouvement d'un utilisateur qui manipule son effecteur [Troccaz 2012]. Ainsi une tâche à réaliser à l'aide d'un outil sera effectuée de la même manière que l'utilisateur seul tienne l'outil ou que ce dernier soit également fixé à l'extrémité distale d'un robot présentant une transparence parfaite. Cela signifie que tous les paramètres de la tâche seront les mêmes, qu'ils soient objectifs ou subjectifs : temps de réalisation de la tâche, qualité de réalisation de la tâche, trajectoire de l'outil, efforts exercés par l'utilisateur sur l'outil, efforts exercés par l'outil sur son environnement, etc, voir [Jarrasse 2008].

Pour offrir une transparence satisfaisante, un robot doit donc présenter plusieurs caractéristiques qu'il convient de prendre en compte dès sa conception. Tout d'abord la masse en mouvement doit être la plus faible possible, afin de limiter les effets d'inertie. C'est pour cette raison que les bras d'Apollo ont été réalisés en carbone et que les moteurs ont été déportés au niveau de sa base. Ajoutons au passage que réduire les masses embarquées permet de limiter les efforts à générer en mode verrouillé et donc de diminuer les efforts demandés aux moteurs. Comme on l'a vu à la section 2.3, Apollo a de plus été conçu de façon à ce que la gravité ne génère pas de moment sur ses axes.

Un robot transparent doit également présenter une grande réversibilité, c'est-à-dire qu'il doit être aisé de déplacer l'extrémité distale du robot à la main lorsqu'une commande nulle est envoyée aux actionneurs. Les systèmes type vis-écrou ou engrenages multi-étages ne présentent généralement pas cette caractéristique, c'est pourquoi la transmission entre les moteurs et les axes d'Apollo est assurée par un système de câbles visibles sur la figure 2.11.

3.1.2 Commande bas niveau

3.1.2.1 Transmission des vitesses et des efforts

Déterminer la commande d'Apollo revient à définir la force que le robot doit exercer au centre P de son poignet. Afin de pouvoir effectivement contrôler le robot, il faut faire le lien entre cet effort et les couples articulaires.

Le lien entre couples articulaires et effort généré au point P découle du modèle cinématique du robot :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{V}_{P,s/b} \\ \boldsymbol{\omega}_{s/b} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} J_{v1,P} & 0 \\ J_{\omega 1} & J_{\omega 2} \end{pmatrix}}_{J_P} \dot{q} \ , \tag{3.1}$$

avec $\dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 & \cdots & \dot{\theta}_6 \end{bmatrix}^T$ le vecteur des vitesses articulaires, J_P la matrice jacobienne 6×6 du robot au point P et $J_{v1,P}$, $J_{\omega 1}$ et $J_{\omega 2}$ des sous-matrices jacobiennes 3×3 exprimées dans le repère $\mathscr{R}_b$, $\mathbf{V}_{P,s/b}$ les composantes de la vitesse du point P par rapport à la base du robot dans le repère $\mathscr{R}_b$, $\omega_{s/b}$ les composantes du vecteur rotation de la sonde par rapport à la base du robot dans le repère $\mathscr{R}_b$. La sous-matrice supérieure droite nulle indique que les vitesses articulaires des axes 4 à 6 n'ont aucun effet sur la vitesse du point P lié à la sonde par rapport à la base du robot. Ceci découle du fait que ce point soit situé à l'intersection des trois pivots constituant le poignet. Le robot étant équipé de butées, les singularités cinématiques se situent en-dehors de son espace de travail. De ce fait, on peut considérer que la matrice jacobienne J_P est de rang plein.

Grâce à la dualité cinémato-statique, la matrice jacobienne définie dans l'équation 3.1 permet également de relier le torseur d'effort exercé par le robot sur la sonde au point P aux couples articulaires $\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 & \cdots & \tau_6 \end{bmatrix}^T$:

$$\tau = \begin{pmatrix} [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T \\ [\tau_4 \ \tau_5 \ \tau_6]^T \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} J_{v1,P}^T & J_{\omega 1}^T \\ 0 & J_{\omega 2}^T \end{pmatrix}}_{J_P^T} \begin{pmatrix} \mathbf{F}_{r \to s} \\ \mathbf{M}_{P,r \to s} \end{pmatrix} , \tag{3.2}$$

avec $\mathbf{F}_{r \to s}$ les composantes dans $\mathscr{R}_b$ de la force et $\mathbf{M}_{P,r \to s}$ les composantes dans $\mathscr{R}_b$ du moment appliqués par le robot sur la sonde au point P. Les axes 4 à 6 étant équipés de freins, les couples articulaires τ_4 à τ_6 ne peuvent être modulés. Seuls pourront être commandés les couples moteurs $\tau_{moteurs} = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T$.

On cherchera généralement à exprimer la commande sous la forme d'une somme :

$$\tau_{moteurs} = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T = \tau_{comp} + \tau_{fonc} \ , \tag{3.3}$$

avec τ_{comp} les couples articulaires des trois premiers axes compensant les effets de la gravité et τ_{fonc} les couples articulaires des trois premiers axes permettant de réaliser la fonction voulue (par exemple le maintien en position de la sonde).

3.1.2.2 Compensation du poids de la sonde

Réaliser la compensation des effets de la gravité n'est a priori pas absolument nécessaire : l'urologue est habitué à manipuler la sonde à la main, donc à ressentir son poids et son inertie. Néanmoins, il pourrait être intéressant de soulager le praticien des effets de la pesanteur sur la sonde. Cela pourrait contribuer à son confort, et nous chercherons à évaluer l'impact de cette compensation sur le geste proprement dit. Nous allons donc dans un premier temps exprimer τ_{comp} les couples articulaires des trois premiers axes compensant les effets de la gravité sur la sonde échographique endorectale.

Freins libres

Lorsque le poignet est libre, c'est-à-dire que les freins sont alimentés donc déserrés, les couples τ_4 à τ_6 sont nuls. La seconde ligne de l'équation 3.2 nous donne alors $\overrightarrow{M_{P,r\to s}} = \overrightarrow{0}$: le robot ne peut pas exercer de moment sur la sonde au point P lorsque le poignet est libre. L'équation 3.2 devient alors :

$$\tau_{comp-libres} = \begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T = J_{v1,P}^T \, \mathbf{F}_{r\to s} \ . \tag{3.4}$$

Or le couple exercé par la sonde sur le robot au point P du fait du poids de la sonde (obtenu par application directe du principe fondamental de la statique à la sonde) est :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{F}_{s\to r} \\ \mathbf{M}_{P,s\to r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m\mathbf{g} \\ m\mathbf{PG_s} \wedge \mathbf{g} \end{pmatrix} \ , \tag{3.5}$$

avec m la masse et G_s le centre de gravité de la sonde et ses pièces d'interface, et $\mathbf{g}$ les composantes de l'accélération de la pesanteur exprimées dans le repères $\mathscr{R}_b$. Des essais d'équilibrage statique de la sonde munie de son interface ont permis d'identifier ces grandeurs : $m = 0,5\ kg$ et $\mathbf{PG_s} = -d\,(0\ 0\ 1)^T$ avec $d = 9\ mm$. Les couples articulaires de commande des moteurs peuvent ainsi être obtenus grâce aux équations 3.4 et 3.5, sachant que le couple transmis par la sonde au robot est nul :

$$\tau_{comp-libres} = \begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T = -m \, J_{v1,P}^T \, \overrightarrow{g} \ . \tag{3.6}$$

Freins bloqués

Lorsque les freins sont serrés, les couples articulaires τ_4 à τ_6 ne sont pas nuls. Ainsi, d'après la première ligne de équation 3.2, les trois couples moteurs du robot s'équilibrent avec une force et un moment :

$$\begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T = J_{v1,P}^T \, \mathbf{F}_{r\to s} + J_{\omega 1}^T \, \mathbf{M}_{P,r\to s} \ . \tag{3.7}$$

Les effets de la pesanteur s'écrivant toujours d'après l'équation 3.5, les couples moteurs permettant de compenser la gravité sont donnés par l'équation suivante :

$$\tau_{comp-serres} = -m \, \left(J_{v1,P}^T \, \mathbf{g} + J_{\omega 1}^T \, (\mathbf{g} \wedge \mathbf{PG_s}) \right) \tag{3.8}$$

Nous avons donc deux expressions $\tau_{comp-libres}$ et $\tau_{comp-serres}$ des couples articulaires des axes 1 à 3 permettant de compenser les effets de la gravité sur la sonde et son interface, lorsque les freins sont déserrés et lorsque les freins sont serrés. Cette compensation active du poids des parties démontables présente notamment l'avantage de pouvoir être aisément adaptée à n'importe quelle sonde. Ainsi un même robot peut être utilisé avec différentes sondes sans nécessiter aucune intervention sur le mécanisme. Notons néanmoins que cet équilibrage n'est pas parfait. En effet, la masse linéaire du câble électrique reliant la sonde à l'échographe est non négligeable et la longueur de câble qui doit être portée par le robot varie au cours du mouvement.

3.1.3 Commande du mode libre

3.1.3.1 Mode libre sans compensation active de la gravité (mode L)

Lors d'une manipulation classique à la main de la sonde échographique, l'urologue porte lui-même le poids de la sonde. Si l'on souhaite rester dans ces conditions, alors la commande d'Apollo est très simple : il suffit d'alimenter les freins pour qu'ils soient libres et de commander un couple nul donc un courant nul au niveau de chacun des trois moteurs.

La commande du mode libre sans compensation de la gravité ou mode L est directement donnée par :

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 & \cdots & \tau_6 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix}^T \tag{3.9}$$

puisque lorsqu'un frein est libre il n'exerce aucun couple sur l'axe correspondant.

3.1.3.2 Mode libre avec compensation active de la gravité (mode LC)

Lors des phases de manipulation de la sonde par l'urologue, le robot ne doit pas s'opposer à ses mouvements donc les freins doivent nécessairement être libres. Le mode libre avec compensation de la gravité, dans lequel les freins sont déserrés, sera par la suite noté « mode LC » et le schéma de commande correspondant est donné en figure 3.1.

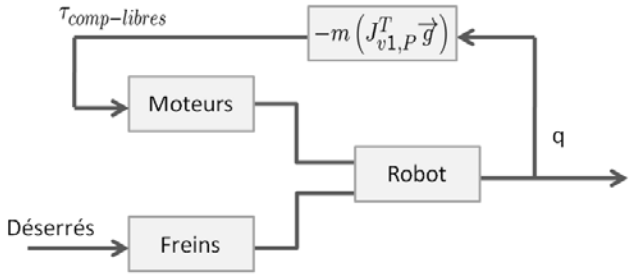


FIGURE 3.1 – Schéma de commande du mode LC

3.2 Validation expérimentale du mode libre

3.2.1 Analyse de la transparence d'Apollo in vitro

Malgré les précautions prises lors de sa conception, Apollo n'est évidemment pas parfaitement transparent puisque subsistent de légers frottements dans les liaisons, l'inertie des masses embarquées même faible, les limitations du robot en matière de bande passante et les imprécisions dans l'évaluation des efforts liés à la gravité qu'il faut compenser à l'aide des moteurs. Si ces phénomènes s'avéraient trop importants, alors ils pourraient induire une modification de la manipulation de la sonde par l'urologue par rapport au geste naturel sans robot, ce qui occasionnerait un manque de maniabilité lors du pointage

vers une cible de biopsie. Or il n'est pas souhaitable d'utiliser sur un patient un cobot qui dégraderait les performances du chirurgien en modifiant le geste dont il est expert. C'est pourquoi il est important d'évaluer qualitativement et quantitativement la transparence du cobot, notamment par son effet perturbateur sur le geste.

3.2.1.1 Pointage laser sous stéréoscopie

La transparence d'Apollo a été évaluée par une expérience in vitro consistant en une tâche répétitive de pointage, la sonde passant à travers un orifice fixe, comme on peut le voir sur la figure 3.3. Notre but est de comparer la façon dont des sujets naïfs exécutent une même séquence de mouvements avec la sonde en se basant sur des repères visuels lorsque la sonde est i) connectée à Apollo en mode L, ii) connectée à Apollo en mode LC ou iii) non connectée au robot.

Matériel

Le banc expérimental a été dimensionné pour reproduire la cinématique et l'espace de travail d'une tâche de biopsie réelle.

L'extrémité distale de la sonde a été équipée de trois pointeurs laser à l'aide d'une interface en prototypage rapide, comme on peut le voir sur la figure 3.4. Leur rayons divergent et ne présentent aucune particularité géométrique : pas de parallélisme, pas d'intersection. Lorsque les lasers sont allumés, ils projettent trois points sur un écran fixe. Étant donné que la sonde passe par un orifice fixé à la table, une unique position et orientation de la sonde correspond à une unique position des trois points sur l'écran, comme on peut le voir sur la figure 3.2.

Un système stéréoscopique de localisation, le Polaris (LDI, Canada), a été utilisé afin de pouvoir mesurer la position de la sonde en permanence et indépendamment du robot. La caméra Polaris a été fixée en hauteur derrière l'écran, à environ $2m20$ de la zone de travail de la sonde. Deux cibles, comportant chacune trois boules réfléchissantes, ont été construites. La première a été fixée à l'extrémité distale de la sonde échographique, par l'intermédiaire de la pièce qui porte les lasers. Ainsi aucun problème d'occultation des marqueurs optiques ne survient dans la zone de travail de la sonde. La deuxième cible a été fixée à la base du robot pour servir de référence. La position du barycentre M des marqueurs de la cible rigidement liée à la sonde est donc connue en permanence dans le repère lié à la cible qui est fixée sur la base d'Apollo.

Procédure expérimentale

Il a été demandé aux sujets d'effectuer des tâches de pointage. Une image constituée de trois cibles blanches sur fond noir leur était présentée, voir figure 3.5. Une fois que le sujet avait réussi à placer chacun des points laser dans la cible correspondante, une

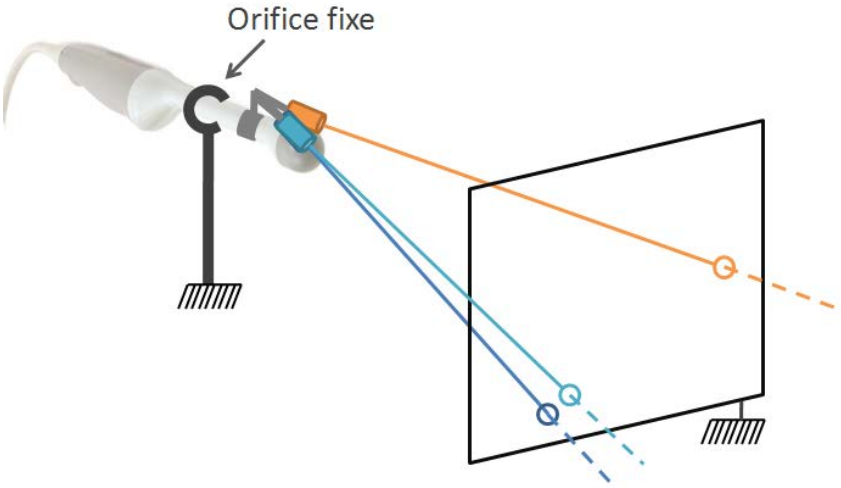


FIGURE 3.2 – Une unique position de la sonde passant par un orifice correspond à une répartition unique des points lasers sur l'écran.

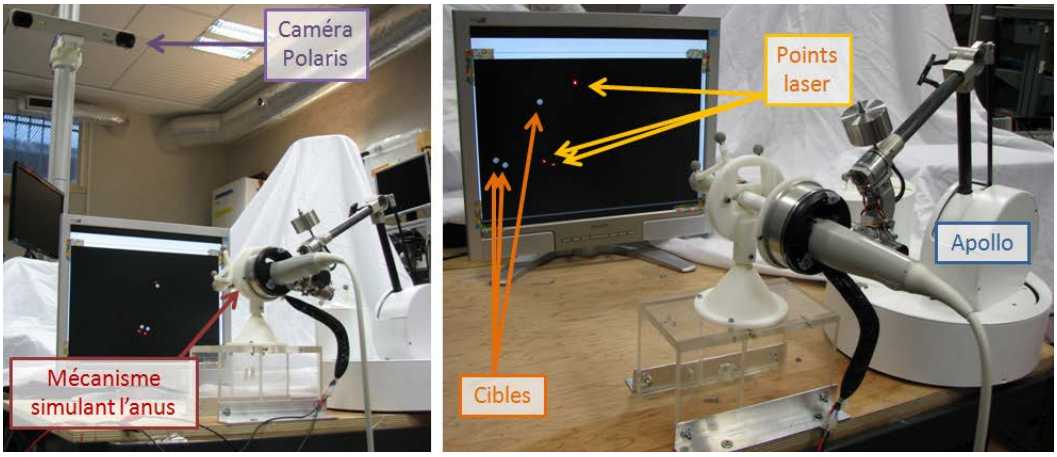


FIGURE 3.3 – Banc d'étude de la transparence d'Apollo.

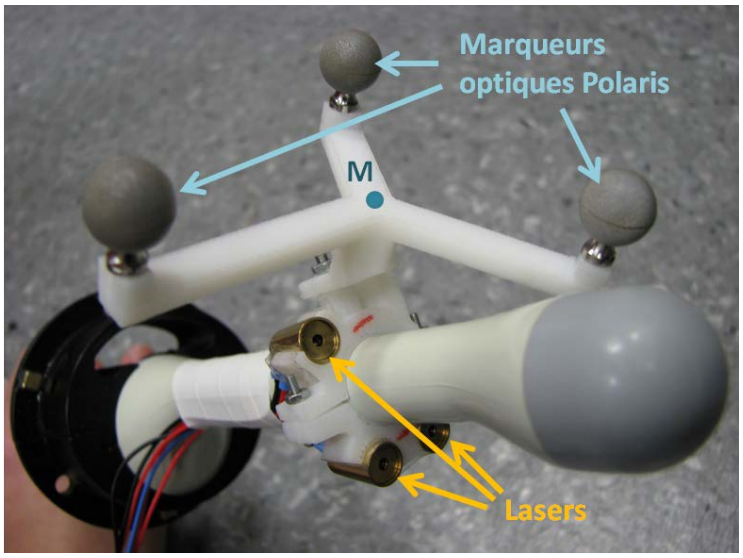


FIGURE 3.4 – Extrémité de la sonde instrumentée.

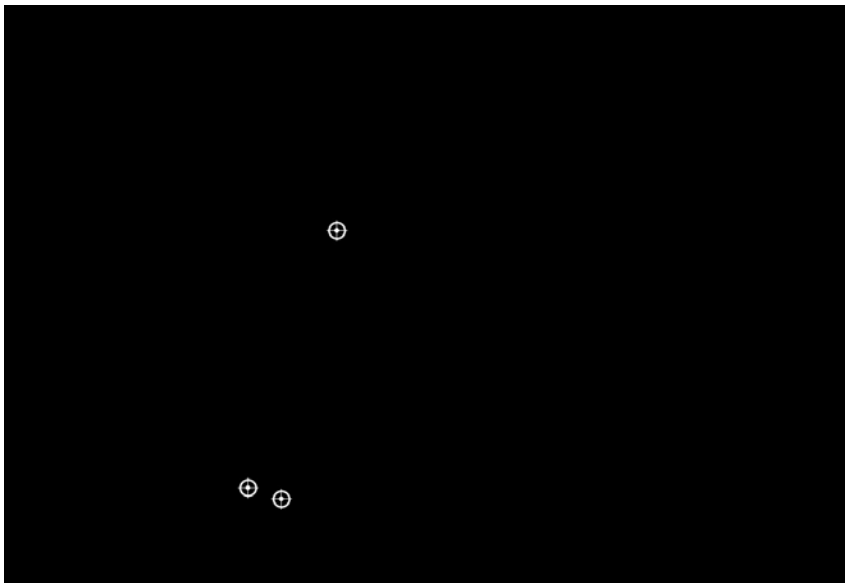


FIGURE 3.5 – Exemple d'image présentant un jeu de cibles à atteindre avec les lasers lors de l'expérience de validation de la transparence d'Apollo.

autre image (c'est-à-dire un autre jeu de cibles) lui était présentée. Une séquence de six images était utilisée en boucle. Afin d'éviter tout effet d'apprentissage, il a d'abord été demandé aux sujets d'effectuer la tâche de pointage indéfiniment, la séquence d'image se répétant continuellement. Une fois que le temps mis pour effectuer la tâche sur une séquence d'images était stable, la phase d'apprentissage était considérée comme terminée et l'expérience proprement dite pouvait commencer.

Les sujets ont effectué la tâche de pointage six fois sur la séquence de six images dans chacune des trois conditions suivantes :

- S : la sonde est seule, non connectée au robot,
- L : la sonde est connectée au robot qui est en mode libre ;
- LC : la sonde est connectée au robot qui est en mode libre avec compensation de la gravité.

Etant donné que la cible Polaris fixée à l'extrémité de la sonde doit être détachée et rattachée à chaque fois que la sonde est montée (ou démontée) sur le robot, placer la condition S entre les conditions L et LC a été évité pour limiter les temps de latence en cours d'expérimentation. Ainsi, les trois conditions ont été présentées à chaque sujet dans un ordre pseudo-aléatoire puisque pioché aléatoirement parmi les quatre suivants : S-L-LC, S-LC-L, L-LC-S, LC-L-S. Douze sujets naïfs âgés de 22 à 30 ans, une femme et onze hommes, ont pris part à l'expérience.

3.2.1.2 Résultats obtenus

La figure 3.6 présente des trajectoires typiques du point M, enregistrées lorsque le sujet 6 passait de la position dans laquelle les points lasers sont sur les cibles de l'image 3 à la position dans laquelle ils sont sur les cibles de l'image 4, et ce pour chacun des trois modes étudiés. On peut constater que les trajectoires sont similaires. Elles présentent une première phase durant laquelle le sujet ajuste l'orientation de la sonde (en la faisant pivoter autour du point simulant le rectum, le point M décrit donc un arc de cercle) puis une deuxième phase correspondant à l'ajustement de la profondeur (le point M se déplace alors le long d'une ligne correspondant à l'axe de la sonde maintenu immobile dans le repère de la salle par le sujet). Cette similarité entre les trois groupes de trajectoires semble indiquer que la présence d'Apollo n'a pas d'influence sur le mouvement, ni en mode L ni en mode LC.

Afin de comparer quantitativement les performances des sujets dans la tâche de pointage sous les trois conditions différentes, deux indicateurs ont été choisis :

- la durée de la tâche, qui est le temps mis par le sujet pour placer les points lasers dans les cibles pour chacune des 6 images constituant la séquence, mesuré grâce à l'horloge interne de l'ordinateur pilotant Apollo ;
- la Longueur d'Arc Spectral (LAS) des trajectoires du point M, telle que définie dans [Balasubramanian 2012]. La LAS est l'opposé de la longueur de la courbe

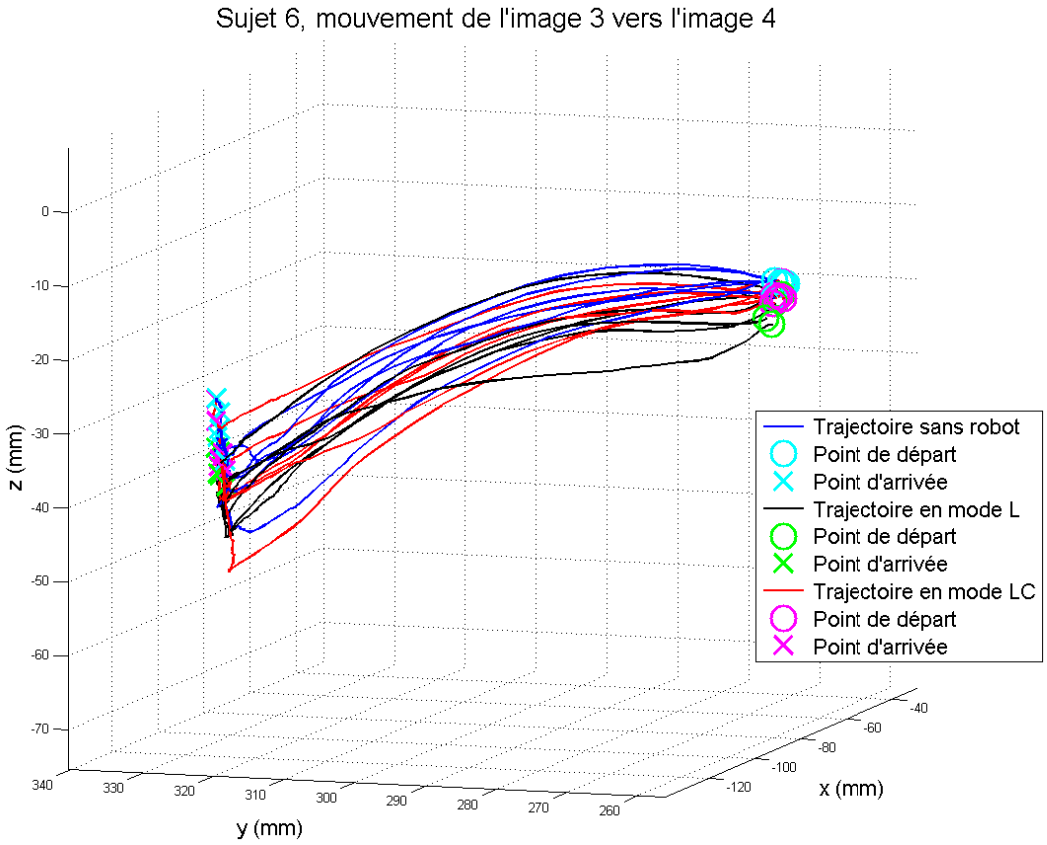


FIGURE 3.6 – Trajectoires du point M enregistrées entre l'image 3 et l'image 4 pour le sujet 6, sans Apollo et avec Apollo en mode L et LC.

spectrale du mouvement, elle est donnée par

$$SAL = -\int_0^{\omega_c} \sqrt{\left(\frac{1}{\omega_c}\right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(\omega)}{d\omega}\right)^2}\, d\omega \quad , \quad d\hat{V}(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)} \tag{3.10}$$

avec $V(\omega)$ le spectre de Fourrier de la vitesse du point considéré et $[0, \omega_c]$ la bande de fréquence occupée par le mouvement. La LAS est une image de la complexité du spectre de l'amplitude de la transformée de Fourier du mouvement, qui de plus est sans dimension et indépendante de l'amplitude et de la durée du mouvement. Sa valeur est négative : plus elle est proche de zéro, plus le spectre d'amplitude de la transformée de Fourier du mouvement est simple donc plus le mouvement est lisse et régulier (« smooth »).

La précision de réalisation de la tâche est imposée par la tâche elle-même, puisqu'une nouvelle image n'est présentée au sujet que lorsqu'il a correctement placé chaque point rouge dans sa cible. Ainsi, le temps de réalisation de la tâche sur une séquence d'images est également une mesure indirecte de la précision.

Le tableau 3.1 présente le temps d'exécution et la LAS pour chaque sujet, moyennés sur 6 séquences. On peut observer que les deux indicateurs varient peu en fonction des modes considérés. Mais comparer les valeurs moyennes et les écarts-types de deux groupes de valeurs d'un même indicateur, chaque groupe correspondant à une condition particulière, ne suffit pas pour conclure sur l'influence qu'ont les deux conditions testées sur l'indicateur. Cette analyse doit être complétée par des tests statistiques, comme par exemple un test de Student. Il s'agit d'un test statistique qui évalue la valeur statistique d'une différence observée expérimentalement entre deux groupes de mesures en prenant en compte le nombre de mesures effectuées. En général, dans la littérature de l'analyse du mouvement humain, deux groupes de valeurs sont considérés comme statistiquement différents (c'est-à-dire qu'il ne sont pas des sous-groupes d'un seul et même groupe de valeurs) si la p-valeur est inférieure à $0,05$.

Afin de comparer quantitativement deux à deux les groupes de valeurs des indicateurs en fonction des modes, 6 tests de Students ont ainsi été réalisés. Chaque sujet a effectué la tâche de pointage sur 6 séquences d'images pour chacun des modes, chaque test de Student a donc comparé deux groupes de 72 valeurs. Les p-valeurs ainsi obtenues sont présentées dans le tableau 3.2.

Chacune des p-valeurs étant supérieure à 0,05, l'impact de la présence d'Apollo sur les indicateurs ne peut être considéré comme étant statistiquement significatif, que ce soit en mode L ou en mode LC. Étendre l'expérience à un nombre plus important de sujets pourrait certes nous conduire à observer des différences statistiquement significatives entre les modes considérés, notamment entre S et LC pour chacun des indicateurs (les p-valeurs sont égales à $0,069$ et $0,08$ pour 12 sujets). Néanmoins, les différences entre les valeurs moyennes (dernière ligne du tableau 3.1) s'avèrent être assez faibles pour être acceptables même si elles avaient été statistiquement significatives :

	Temps moyen par séquence (en s)			LAS moyenne par séquence		
Sujet	Mode S	Mode L	Mode LC	Mode S	Mode L	Mode LC
1	16,2	22,7	27,5	-9,96	-13,10	-11,54
2	19,4	23,0	23,3	-10,02	-11,08	-11,08
3	26,0	23,8	24,0	-12,60	-14,98	-13,94
4	22,6	23,9	19,8	-10,96	-10,74	-9,28
5	30,9	30,4	29,6	-13,53	-15,54	-11,85
6	25,8	28,6	26,9	-9,63	-9,49	-9,62
7	25,4	25,5	25,9	-12,97	-10,83	-11,07
8	24,2	24,8	25,7	-14,42	-13,94	-12,77
9	17,1	20,9	21,0	-9,37	-9,85	-8,11
10	21,5	20,5	21,4	-10,97	-9,84	-10,88
11	25,2	26,8	25,7	-9,80	-9,75	-9,80
12	27,5	25,7	29,6	-12,42	-10,60	-11,53
Moyenne	23,5	24,7	25,0	-11,39	-11,64	-10,96

TABLEAU 3.1 – Résumé des données récoltées lors des tâches de pointage.

	Mode S / Mode L	Mode S / Mode LC	Mode L / Mode LC
Temps par séquence	0,123	0,069	0,677
LAS sur une séquence	0,717	0,080	0,311

TABLEAU 3.2 – P-valeurs obtenues grâce à des tests de Student réalisés sur les différents groupes de données expérimentales.

– le temps exécution de la tâche sur une séquence d'image varie au plus de $1,5$ *s* entre deux modes différents, ce qui représente une variation inférieure à 7% de sa valeur et induirait une augmentation limitée de la durée d'une séance de biopsie, qui est généralement de l'ordre de 20 à 30 minutes et dont une partie seulement correspond à des phases de déplacement de la sonde par l'urologue ;
– la LAS varie au plus de 0,43, ce qui représente moins de 4% de sa valeur moyenne. De plus, le mouvement semble être légèrement plus lisse (c'est-à-dire que la LAS est plus proche de zéro) lorsque le robot est utilisé en mode L que lorsqu'il n'est pas utilisé, et cet effet de stabilisation du mouvement semble encore plus important en mode LC. Si les différences entre les valeurs de la LAS devaient s'avérer statistiquement significatives pour des expériences réalisées avec un grand nombre de sujets, alors ce serait probablement à l'avantage du robot, dont on pense qu'il agit comme un filtre mécanique du mouvement.

A la fin de l'expérience, la quasi-totalité des sujets a déclaré ne pas avoir senti de différence entre l'action du robot en mode L et son effet en mode LC, ce qui veut dire qu'ils ne se sont pas rendu compte qu'Apollo compensait le poids de la sonde en mode LC. Les groupes de valeurs des indicateurs pour ces deux modes sont d'ailleurs très ressemblants (les p-valeurs entre les données du mode L et du mode LC sont particulièrement hautes, comme on peut le voir dans la troisième colonne du tableau 3.2 : $0,677$ pour le temps d'exécution et $0,311$ pour la LAS). Des résultats récents [Coscia 2014] dans le domaine des neurosciences confirment que la compensation de gravité n'influence pas les mouvements naturels. En revanche, ils diminuent l'activation musculaire, ce qui laisse espérer une réduction de la fatigue liée à la manipulation de la sonde.

Ainsi, la présence d'Apollo en mode L ou LC n'a qu'un impact très faible sur une tâche de pointage simple qui reproduit les mouvements effectués lors d'une séance de biopsies prostatiques. La transparence du robot en mode L et LC est donc satisfaisante pour l'application envisagée.

3.2.2 Essais in cadavero

Deux séances d'expériences in cadavero ont pu être effectuées à l'Ecole de Chirurgie du Fer à Moulin, Paris. Lors de chacune de ces séances, un cadavre de sexe masculin n'ayant pas subi de prostatectomie a été utilisé. Le robot a été protégé à l'aide de champs plastiques stériles lors de ces essais.

Des tests de placement d'Apollo ont été effectués avec chacun des sujets anatomiques, en position de décubitus latéral gauche et en position gynécologique. La base du robot était placée au jugé soit sur la table, soit sur un tabouret de hauteur réglable placé juste à côté de celle-ci, sans procédure particulière ni pré-positionnement, comme on peut le voir par exemple sur la figure 3.7. On a ensuite demandé à chacun des deux urologues présents de balayer la prostate du sujet à l'aide de la sonde échographique endorectale montée sur

le robot. Chaque essai s'est avéré satisfaisant : l'espace de travail de la sonde autorisé par Apollo englobe celui dont a besoin l'urologue pour un examen conventionnel, et ce sans qu'aucune procédure formelle de mise en place du robot n'ait été suivie.



FIGURE 3.7 – Tests de placement d'Apollo sur pièce anatomique. A gauche : en position de décubitus latéral gauche. A droite : en position gynécologique.

De plus, les urologues ont déclaré que la manipulation de la sonde était confortable et qu'il ne leur semblait pas que leur geste soit modifié par la présence du robot en mode L. En mode LC, ils ont particulièrement apprécié d'être déchargés du poids de la sonde. Un changement dans leur prise de la sonde a pu être observé : au lieu de la tenir à pleine main, comme il le font en routine clinique afin de ne pas laisser la masse de la sonde peser sur l'anus du patient, ils l'ont saisie avec une prise légère, parfois même seulement à deux doigts.

Ces expériences préliminaires ont permis de valider la cinématique du robot, ainsi que l'intérêt clinique de la compensation de gravité.

3.3 Mode verrouillé

3.3.1 Souplesse et précision, deux contraintes antagonistes

La tâche de maintien en position de la sonde est soumise à deux contraintes antagonistes en robotique : le robot doit assurer un contrôle précis de la localisation de la sonde (au moins aussi bon que le maintien que l'urologue est capable d'effectuer à la main) tout en restant souple afin de ne pas risquer de blesser le patient. En effet, ce dernier étant sous anesthésie locale uniquement, il peut tout-à-fait bouger pendant que le robot cherche à maintenir la sonde à une position donnée, de façon consciente (pour éliminer un inconfort par exemple) ou non (mouvement réflexe type sursaut).

3.3.1.1 Solutions architecturales classiques

Lorsque la position de l'organe terminal d'un robot doit être maîtrisée de façon précise, il est classique d'utiliser des architectures robotiques très rigides. Pour arriver à cela, deux choix de conception se présentent :

- réaliser des segments et des axes présentant une grande rigidité mécanique (solution souvent utilisée pour les robots industriels manipulateurs, voir figure 3.8 à gauche),
- utiliser une architecture parallèle (comme par exemple les robots de « pick and place », voir figure 3.8 à droite).



FIGURE 3.8 – Deux solutions architecturales classiques : robot KR 6 R700 SIXX (KR AGILUS) de Kuka à gauche, robot IRB 360 FlexPicker de ABB à droite.

Or, comme nous l'avons vu précédemment, nous avons cherché à réduire la masse d'Apollo afin d'obtenir un robot réversible et transparent. De plus nous avons choisi une architecture anthropomorphique car une architecture parallèle aurait été complexe à mettre en œuvre dans le cadre de notre application, où le robot doit laisser libre l'accès à la sonde par ses deux extrémités. Il va donc falloir trouver une stratégie de commande permettant d'obtenir un maintien en position précis de la sonde tout en étant souple, afin de ne pas blesser le patient s'il se déplace.

3.3.1.2 Solutions de commande classiques

Une solution robotique classique pour contrôler la position d'un objet est de générer un comportement de type ressort. Par exemple, si l'on chercher à bloquer un point à une position donnée, on génèrera en ce point à l'aide du robot un effort proportionnel à l'erreur de positionnement et orienté du point vers sa position de consigne. Cette stratégie peut également être appliquée au maintien d'une orientation, en appliquant des moments à l'objet considéré en fonction de l'erreur d'orientation constatée.

Cette commande de type ressort présente l'avantage d'être simple à mettre en place. Néanmoins, son inconvénient majeur est de présenter une erreur statique non nulle : une fois l'équilibre établi, c'est-à-dire lorsque l'effort type ressort exercé par le robot sur l'objet compense les efforts exercés sur ce même objet par l'environnement, la commande n'évolue plus tandis que l'objet contrôlé n'est pas dans sa position de consigne. Apparaît alors une erreur de positionnement, définie comme la distance entre la position réelle et la position de consigne de l'objet. Cette erreur variant linéairement avec la raideur du ressort émulé, choisir une raideur très élevée permet d'atteindre une erreur suffisamment faible pour être acceptable. Mais, dans ce cas, le robot n'est absolument pas souple, ce qui va à l'encontre de nos impératifs de sécurité.

Il est également possible de mettre en œuvre des correcteurs de type Proportionnel-Intégral (PI) : la commande envoyée au robot est la somme d'une composante proportionnelle à l'erreur et d'une composante proportionnelle à l'intégrale de l'erreur. L'avantage ici, par rapport à la commande précédente, est d'aboutir à une erreur finale nulle et ce quelle que soit la raideur dynamique.

3.3.2 Commandes développées

Plusieurs schémas de contrôle ont été proposés et testés, afin de trouver non seulement la commande simple mais aussi la structure minimale d'Apollo nécessaires pour réaliser la tâche de verrouillage. En effet, les trois derniers axes du premier prototype d'Apollo ont été équipés de freins et de potentiomètres. Mais ces éléments ajoutent de la masse à la structure et nous avons voulu tester des modes de commande qui n'exploitent pas ces capteurs et actionneurs pour voir s'il serait possible à terme d'exploiter un robot plus léger et plus simple.

3.3.2.1 Commande type ressort

Dans un premier temps, il a été décidé de partir d'une commande type ressort exprimée au point P centre du poignet. En effet, sa simplicité et la possibilité qu'elle offre de choisir la raideur sont intéressantes.

La figure 3.9 présente une analogie mécanique de la commande type ressort : elle revient à émuler un ressort de raideur k et de longueur à vide nulle dont une extrémité est fixée au point P et l'autre à sa position de référence P_{ref}. Notons qu'à ce stade l'état des freins n'a aucun effet sur la commande, le point P étant situé à l'intersection des trois axes freinés. La commande s'écrit alors sous la forme :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{comp} + \tau_{k,P} \tag{3.11}$$

avec $\tau_{k,P}$ les couples articulaires permettant de générer un effort de type ressort au point P. Cet effort $\overrightarrow{F_{k,P}}$ est donné par la relation suivante :

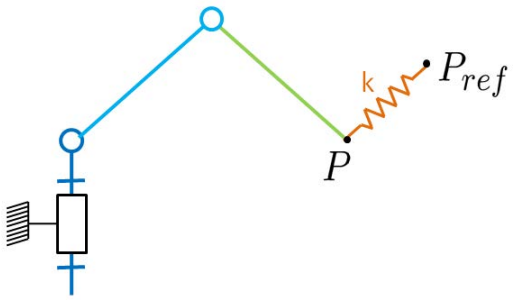


FIGURE 3.9 – Analogie mécanique de la commande type ressort.

$$\overrightarrow{F_{k,P}} = k\,(\overrightarrow{x_{Pref}} - \overrightarrow{x_P}) \tag{3.12}$$

où k est le coefficient de raideur, $\overrightarrow{x_P}$ le vecteur donnant la position du point P dans le repère $\mathscr{R}_b$ (obtenu grâce aux variables articulaires des trois premiers axes et au modèle géométrique d'Apollo) et $\overrightarrow{x_{Pref}}$ la position de référence du point P dans le repère $\mathscr{R}_b$, c'est-à-dire la position du point P au moment où l'urologue active le mode verrouillé : il s'agit de la position à laquelle il doit être maintenu. L'équation 3.2 nous permet alors de calculer les couples moteurs correspondants :

$$\tau_{k,P} = J_{v1,P}^{T}\, k\,(\mathbf{x}_{Pref} - \mathbf{x}_P) \tag{3.13}$$

Afin d'obtenir un système souple ne présentant pas de danger pour le patient, la raideur a été choisie basse : $k = 200\ N/m$. Des essais expérimentaux ont montré que les frottements résiduels dans les axes d'Apollo, bien que très faibles, sont suffisants pour amortir le système sans qu'il soit utile d'ajouter un gain dérivé. En revanche, ce réglage conduit à des erreurs statiques relativement grandes sous l'effet des diverses perturbations.

3.3.2.2 Ajout d'un intégrateur

Afin d'annuler l'erreur statique pouvant résulter des efforts exercés par le rectum du patient sur la sonde, un intégrateur de l'erreur est ajouté autour de la boucle de commande type ressort.

Reprenons l'analogie mécanique utilisée plus haut pour présenter la commande type ressort. Notons P_{ref0} le point immobile dans le repère $\mathscr{R}_b$ correspondant à la position du point P au moment où l'urologue décide d'enclencher le verrouillage, ou mode V. Ajouter un intégrateur de l'erreur à la commande précédemment présentée revient à déplacer le point P_{ref}, initialement confondu avec P_{ref0}, à une vitesse $\overrightarrow{V_{Pref,s/b}}$ proportionnelle à l'erreur de positionnement :

$$\overrightarrow{V_{Pref,s/b}} = \lambda\,(\overrightarrow{x_{Pref0}} - \overrightarrow{x_P}) \tag{3.14}$$

d'où

$$\overrightarrow{x_{Pref}}(t) = \overrightarrow{x_{Pref0}} + \lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Pref0}} - \overrightarrow{x_P}(u))\ du \tag{3.15}$$

La commande s'écrit alors sous la forme :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{comp} + \tau_{ki,P} \tag{3.16}$$

avec $\tau_{ki,P}$ les couples articulaires permettant de générer un effort $\overrightarrow{F}_{ki,P}$ de type ressort plus intégrateur au point P. Cet effort est donné par la relation suivante :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F_{ki,P}} &= k\,(\overrightarrow{x_{Pref}} - \overrightarrow{x_P}) \\ &= k\left(\overrightarrow{x_{Pref0}} + \lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Pref0}} - \overrightarrow{x_P}(u))\ du - \overrightarrow{x_P}\right) \end{aligned} \tag{3.17}$$

L'équation 3.2 nous permet alors de calculer les couples moteurs correspondants :

$$\begin{aligned} \tau_{ki,P} &= J_{v1,P}^T\, k\,(\mathbf{x}_{Pref} - \mathbf{x}_P) \\ &= J_{v1,P}^T\, k\left(\mathbf{x}_{Pref0} + \lambda \int_0^t (\mathbf{x}_{Pref0} - \mathbf{x}_P(u))\ du - \mathbf{x}_P\right) \end{aligned} \tag{3.18}$$

On constate sur l'équation 3.19 que la commande arrête d'évoluer quand $\overrightarrow{x_P} = \overrightarrow{x_{Pref0}}$, c'est-à-dire quand les points P et P_{ref0} sont confondus. Cette commande se stabilise donc bien lorsque l'erreur de positionnement du point P est nulle (à condition bien sûr qu'elle soit stable).

Comme précédemment, on a choisi $k = 200\ N/m$. Des essais préliminaires ont montré qu'il n'était pas nécessaire de choisir une valeur importante pour λ. En effet, une compensation lente permettra d'obtenir une annulation de l'erreur de position en quelques secondes, ce qui est acceptable pour notre application clinique, tout en ne modifiant que très peu la raideur apparente du robot aux fréquences des mouvements humains (de l'ordre de 0,5 à 3 Hz). Nous avons choisi $\lambda = 0,4\ s^{-1}$, ce qui permet de compenser une erreur de l'ordre du centimètre en 5 s.

On peut réécrire l'équation 3.18 sous la forme :

$$\overrightarrow{F_{ki,P}} = k\left(\overrightarrow{P_{ref0}} - \overrightarrow{x_P}\right) + k\lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Pref0}} - \overrightarrow{x_P}(u))\ du \tag{3.19}$$

où il apparaît que cette commande est équivalente à un correcteur PI standard. L'intérêt de la formulation proposée est qu'ici les gains intervenant dans la commande sont faciles à régler puisqu'ils se choisissent indépendamment l'un de l'autre et correspondent à des phénomènes physiques observables :

- le gain k s'exprime en $N.m^{-1}$ et correspond à la raideur que l'on souhaite que le robot présente une fois qu'il est stabilisé (en supposant que cette raideur est faible devant la raideur mécanique du système),

– le gain λ s'exprime en s^{-1} et est directement lié à la vitesse à laquelle on souhaite que le robot corrige une erreur de positionnement donnée.

Au plan fréquentiel, selon l'une des composantes on peut écrire la fonction de transfert réalisée par le correcteur :

$$C(s) = k + \frac{k\lambda}{s} = k\lambda \frac{1 + \frac{1}{\lambda s}}{s} \tag{3.20}$$

dont le diagramme de Bode est représenté sur la figure 3.10. On remarque que le corrcteur impose une impédance infinie aux basses fréquences et une raideur k aux hautes fréquences, λ étant la pulsation qui délimite les deux régimes. Ici $\lambda = 0,4$ correspond à une fréquence $f = \frac{0,4}{2\pi} = 0.06\,Hz$ qui est très basse. Or les mouvements de positionnement de la sonde générés par l'urologue et les perturbations créées par les mouvements du patient présentent un contenu fréquentiel supérieur à $0,06\,Hz$. Ainsi la raideur ressentie durant le mode bloqué par l'urologue s'il saisit la sonde ou par le patient s'il bouge sera égale à k, donc de valeur faible.

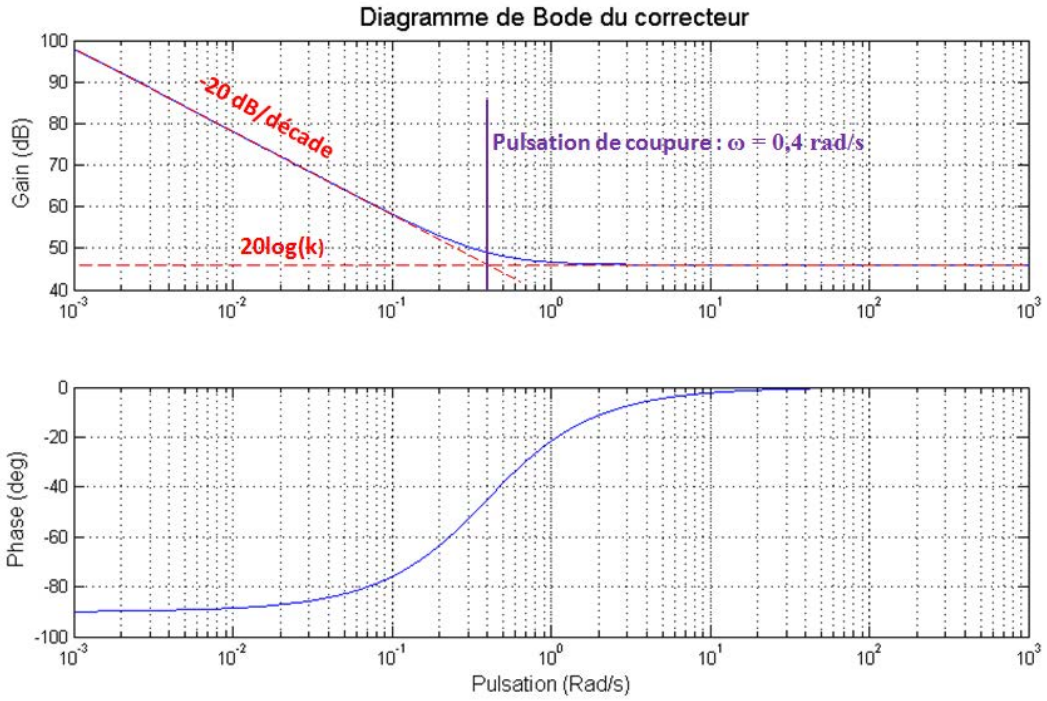


FIGURE 3.10 – Diagramme de Bode de la fonction de transfert réalisée par le correcteur sur une composante.

Dans un souci de sécurité, il ne faut pas que l'intégrateur puisse indéfiniment intégrer l'erreur de positionnement. Deux dispositions ont été prises :

– l'intégrateur a été borné dans le temps : il n'est actif que durant 10 s après l'activation du mode V ;

– Apollo a été bridé : il ne peut générer d'effort de norme supérieure à 10 N au point P ;
– l'intégrateur est également saturé.

Commande lorsque les freins sont libres (mode VA)

Étant donné que la sonde échographique passe par le rectum du patient, alors d'un point de vue géométrique maîtriser la position du point P revient à maîtriser la position et l'orientation de la sonde. Si cela se vérifiait, alors les freins et les potentiomètres montés sur les axes 4 à 6 d'Apollo seraient inutiles et pourraient être supprimés sur une version ultérieure du prototype. Cela allègerait le robot, sa transparence serait ainsi améliorée et son coût réduit. Nous avons donc développé un premier mode de commande, le mode VA, permettant de maîtriser la position du point P sans recourir au freins ni aux potentiomètres : les freins sont déserrés et le calcul de la commande du robot n'utilise pas les informations fournies par les potentiomètres équipant les trois derniers axes.

Le système mécanique équivalent est présenté en figure 3.11.

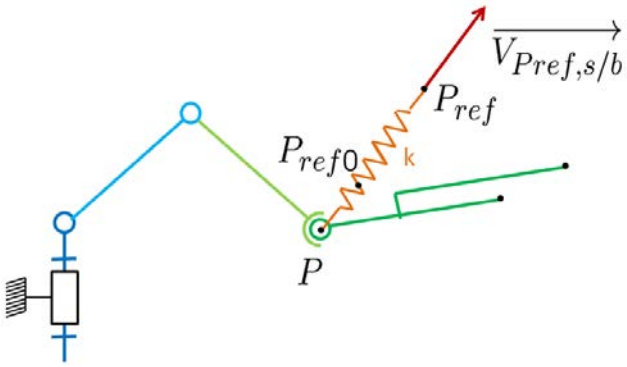


FIGURE 3.11 – Analogie mécanique de la commande VA.

La commande complète du robot en couples articulaires est donc :

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T &= \tau_{comp-libres} + \tau_{ki,P} \\ &= -m\, J_{v1,P}^T\, \mathbf{g} \\ &\quad + J_{v1,P}^T\, k \left(\mathbf{x}_{Pref0} + \lambda \int_0^t (\mathbf{x}_{Pref0} - \mathbf{x}_P(u))\, du - \mathbf{x}_P \right) \end{aligned} \tag{3.21}$$

La figure 3.12 présente le schéma de commande correspondant.

Commande lorsque les freins sont serrés (mode VB)

Il arrive que les urologues utilisent l'élasticité de l'anus pour obtenir des configurations satisfaisantes de la sonde, c'est-à-dire atteindre la cible à biopsier (point T) avec l'aiguille

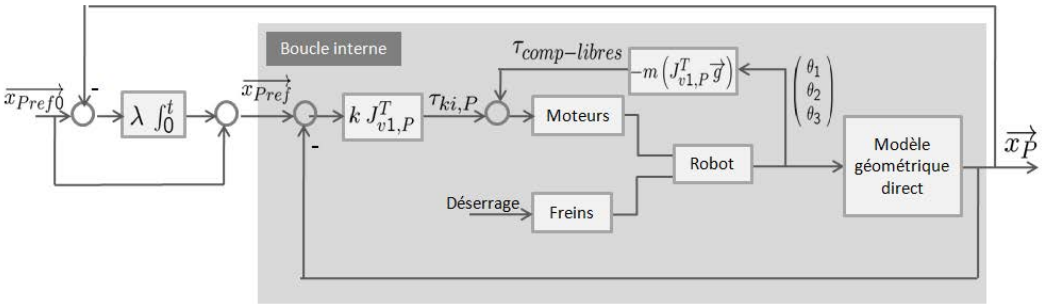


FIGURE 3.12 – Schéma de commande du mode VA.

dans une orientation donnée, qui permet de prélever une carotte de tissu satisfaisante sans toucher aucune structure anatomique sensible. De ce fait, il est possible que la commande précédente, qui contrôle uniquement la position du point P, ne soit pas satisfaisante en terme de précision au point T. Un deuxième mode de commande, le mode VB, est alors proposé : il est quasiment identique au précédent, la seule différence étant que les freins sont serrés. De ce fait la sonde est solidaire de l'avant-bras du robot (tant qu'il n'y a pas de glissement des freins), comme on peut le voir sur le schéma présenté en figure 3.13.

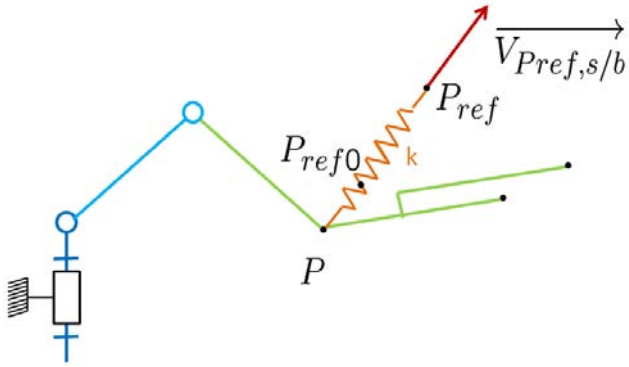


FIGURE 3.13 – Analogie mécanique de la commande VB.

La commande des trois moteurs s'écrit alors sous la forme :

$$\begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T = \tau_{comp-serres} + \tau_{ki,P} \tag{3.22}$$
$$= -m\, J_{\omega 1}^T\ (\mathbf{g} \wedge \mathbf{PG_s})$$
$$+ J_{v1,P}^T\, k \left(\mathbf{x}_{Pref0} + \lambda \int_0^t (\mathbf{x}_{Pref0} - \mathbf{x}_P(u))\ du - \mathbf{x}_P - m\,\mathbf{g} \right)$$

La figure 3.14 présente le schéma de commande correspondant.

Commande en un point d'intérêt quelconque T (mode VC)

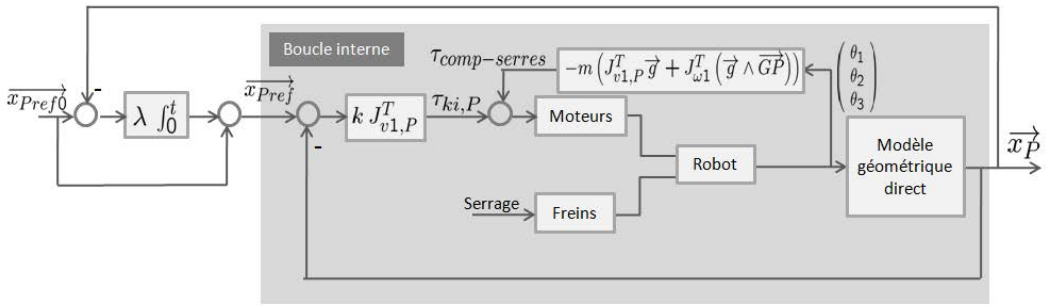


FIGURE 3.14 – Schéma de commande du mode VB.

Les freins n'étant pas infiniment rigides, tout comme la structure du robot ou les éléments de transmissions, il est possible lors de l'utilisation de la commande précédente que le point P soit correctement positionné mais que le point T présente une erreur de positionnement importante du fait de la flexion des axes freinés. Or c'est ce point dont la position doit être maintenue du point de vue clinique. Une troisième commande est donc proposée. Elle reprend la précédente mais est exprimée au point T grâce à l'utilisation des mesures d'angle données par les potentiomètres qui sont montés sur les axes 4 à 6. Ainsi, cela revient à accrocher le ressort en T plutôt qu'en P, comme on peut le voir sur la figure 3.15.

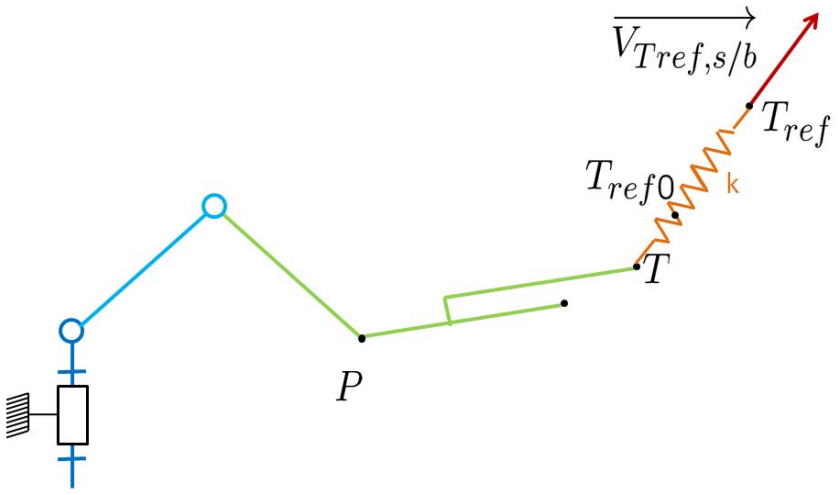


FIGURE 3.15 – Analogie mécanique de la commande VC.

La commande s'écrit alors sous la forme :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{comp-serres} + \tau_{ki,T} \tag{3.23}$$

avec $\tau_{ki,T}$ les couples articulaires permettant de générer un effort de type ressort plus intégrateur au point T. Cet effort $\overrightarrow{F}_{ki,T}$ est donné par la relation suivante :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{F_{ki,T}} &= k\,(\overrightarrow{x_{Tref}} - \overrightarrow{x_T}) \\ &= k\left(\overrightarrow{x_{Tref0}} + \lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Tref0}} - \overrightarrow{x_T}(u))\ du - \overrightarrow{x_T}\right)\end{aligned} \tag{3.24}$$

avec $\overrightarrow{x_{Tref0}}$ la position du point T dans le repère $\mathscr{R}_b$ au moment où l'urologue active le mode VC. L'équation 3.2 exprimée au point T nous permet alors de calculer les couples moteurs correspondants :

$$\begin{aligned}\tau_{ki,T} &= J_{v1,T}^T\, k\,(\mathbf{x}_{Tref} - \mathbf{x}_T) \\ &= J_{v1,T}^T\, k\left(\mathbf{x}_{Tref0} + \lambda \int^{t_0} (\mathbf{x}_{Tref0} - \mathbf{x}_T(u))\ du - \mathbf{x}_T\right)\end{aligned} \tag{3.25}$$

Notons que cette expression fait intervenir $J_{v1,T}$, une sous-matrice de J_T la matrice jacobienne du robot exprimée au point T. La figure 3.16 présente le schéma de commande correspondant.

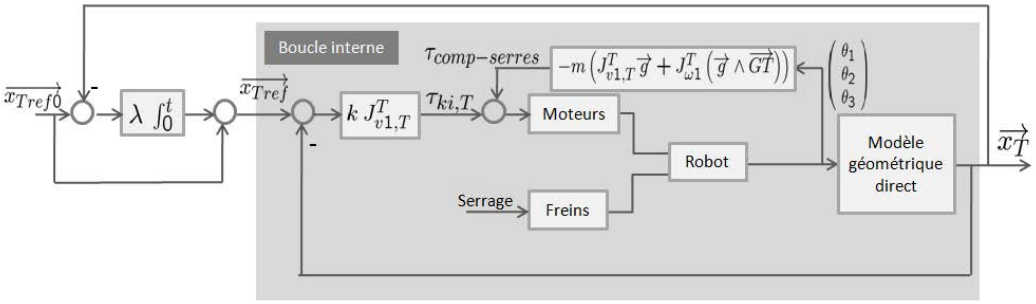


FIGURE 3.16 – Schéma de commande du mode VC initialement proposé.

La commande des trois moteurs s'écrit alors sous la forme :

$$\begin{aligned}\begin{pmatrix}\tau_1 & \tau_2 & \tau_3\end{pmatrix}^T &= \tau_{comp-serres} + \tau_{ki,T} \\ &= -m\, J_{\omega 1}^T\ (\mathbf{g}\wedge\mathbf{PG_s}) \\ &\quad + J_{v1,T}^T\, k\left(\mathbf{x}_{Tref0} + \lambda \int_0^t (\mathbf{x}_{Tref0} - \mathbf{x}_T(u))\ du - \mathbf{x}_T - m\,\mathbf{g}\right)\end{aligned} \tag{3.26}$$

Du fait de la librairie de contrôle du robot fournie par Haption, qui utilise $J_{v1,P}$ mais ne connait pas $J_{v1,T}$, les commandes doivent être exprimées sous forme de torseur d'effort à générer au point P. Une solution serait alors de déplacer le torseur d'effort lié à la commande du point T au point P, ce qui donnerait :

$$\{\mathscr{F}\} = \left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{F_{ki,T}} \\ \overrightarrow{0}\end{array}\right\}_T = \left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{F_{ki,T}} \\ \overrightarrow{PT}\wedge\overrightarrow{F_{ki,T}}\end{array}\right\}_P \tag{3.27}$$

Mais il n'est pas possible de contrôler le moment en P avec Apollo. Une logique différente a alors été suivie : il s'agit de supposer qu'en première approximation, lorsque les freins sont bloqués, les petits déplacements de la sonde se font à orientation constante. C'est bien entendu faux puisque l'orientation et la position de la sonde sont liées par les mouvements des trois premiers axes du robot. Mais en faisant cette approximation on peut considérer un ressort attaché au point P dont l'allongement est calculé en fonction de l'erreur au point T. Cette analogie est présentée en figure 3.17.

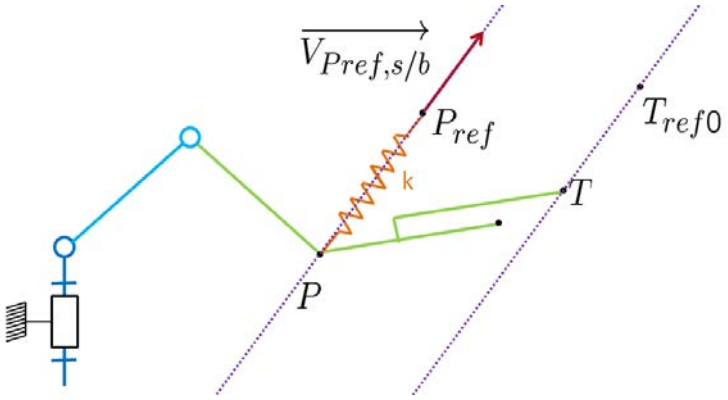


FIGURE 3.17 – Analogie mécanique de la commande VC exprimée au point P.

Pour obtenir à tout instant un effort de commande

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F_{ki,P}} &= k\,(\overrightarrow{x_{Tref}} - \overrightarrow{x_T}) \\ &= k\left(\overrightarrow{x_{Tref0}} + \lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Tref0}} - \overrightarrow{x_T}(u))\ du - \overrightarrow{x_T}\right) \end{aligned} \tag{3.28}$$

il suffit de choisir la position de $\overrightarrow{P_{ref}}$ comme étant

$$\begin{aligned} \overrightarrow{x_{Pref}} &= \overrightarrow{x_P} + \overrightarrow{x_{Tref}} - \overrightarrow{x_T} \\ &= \overrightarrow{x_P} + \overrightarrow{x_{Tref0}} + \lambda \int_0^t (\overrightarrow{x_{Tref0}} - \overrightarrow{x_T}(u))\ du - \overrightarrow{x_T} \end{aligned} \tag{3.29}$$

L'équation 3.29 montre bien que la commande n'évolue plus quand les points T et T_{ref0} sont confondus. Elle se stabilise donc effectivement lorsque l'erreur de positionnement du point T est nulle, bien qu'elle corresponde à la génération d'une force contrôlée au point P.

Le schéma de commande finalement implémenté est présenté en figure 3.18.

Nous avons donc mis en place trois schéma de contrôle différents pour le mode verrouillé n'utilisant pas les mêmes composants mécatroniques du premier prototype d'Apollo (voir résumé dans le tableau 3.3). Nous allons tester ces différentes commandes

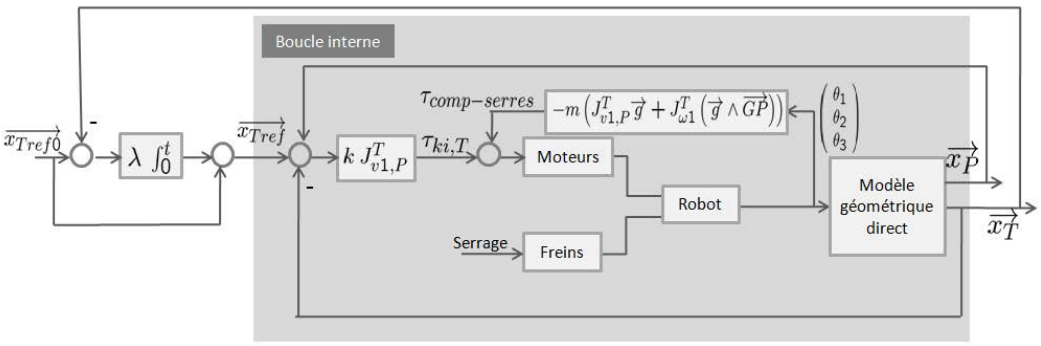


FIGURE 3.18 – Schéma de commande du mode VC finalement implémenté

Commande	Freins utilisés ?	Potentiomètres utilisés ?
VA	non	non
VB	oui	non
VC	oui	oui

TABLEAU 3.3 – Résumé des éléments du robot utilisés par chacune des commandes.

in vitro et in cadavero, afin de valider leurs performances et de conclure sur la pertinence d'équiper les trois derniers axes d'Apollo de freins et/ou de potentiomètres.

3.4 Validation expérimentale du mode verrouillé

Nous avons voulu évaluer les performances des différentes commandes proposées, d'abord in vitro puis in cadavero.

3.4.1 Validation in vitro

Les capacités du robot à verrouiller la sonde en position ont été évaluées in vitro dans un premier temps.

3.4.1.1 Dispositif expérimental

Au cours des expériences menées, il a été demandé à un urologue, M. Pierre Mozer, de comanipuler la sonde échographique endorectale insérée dans un fantôme de prostate (modèle 053 de CIRS). Ce fantôme reproduit à la fois le comportement mécanique et l'échogénécité de la prostate ainsi que des structures anatomiques proches. L'urologue avait pour tâche de reproduire une séance de biopsies prostatiques classique : il devait pointer chacune des douze localisations de biopsie du schéma en sextant présenté en

figure 1.8.



FIGURE 3.19 – Banc d'étude des modes de verrouillage VA, VB et VC d'Apollo.

Pour naviguer et viser les cibles de biopsie, l'urologue avait à sa disposition un échographe (Samsung Medison Accuvix V20) et Apollo était en mode LC. Lorsque le chirurgien avait positionné la sonde dans une position qu'il jugeait correcte, il déclenchait le mode V (sans savoir quelle serait la commande utilisée : VA, VB ou VC) puis lâchait la sonde. Comme on peut le voir sur la figure 3.19, le robot était placé directement sur le lit d'examen tandis que le fantôme était légèrement surélevé sur une caisse, afin de reproduire la géométrie d'une réelle séance de biopsies prostatiques. Durant les expériences, le fantôme et son support étaient solidement fixés au lit à l'aide de bande collantes médicales (non visibles sur la figure 3.19).

Pour ces expériences le point T, qui peut être choisi arbitrairement, a été défini coïncidant avec le point E correspondant à l'extrémité de la sonde, ce qui n'a pas d'influence notable sur les résultats.

3.4.1.2 Performances des différents modes de verrouillage

Il est à noter que lorsque l'urologue enclenche le verrouillage et relâche la sonde, le robot n'étant pas infiniment rigide, il se déplace sous l'effet des perturbations : poids de la sonde, efforts de contact sur le fantôme anatomique. L'intégrateur compense alors l'erreur ainsi créée au point P ou au point T. On donne en figure 3.20 des exemples de comportements observés lors du verrouillage dans chacun des trois modes. Comme

escompté, dans les modes VA et VB c'est $\|\|\mathbf{x}_P - \mathbf{x}_{Pref0}\|\|$ qui tend vers 0 tandis qu'en mode VC c'est $\|\|\mathbf{x}_T - \mathbf{x}_{Tref0}\|\|$. Par ailleurs l'erreur d'orientation ne peut pas être annulée puisqu'Apollo n'est équipé que de trois actionneurs.

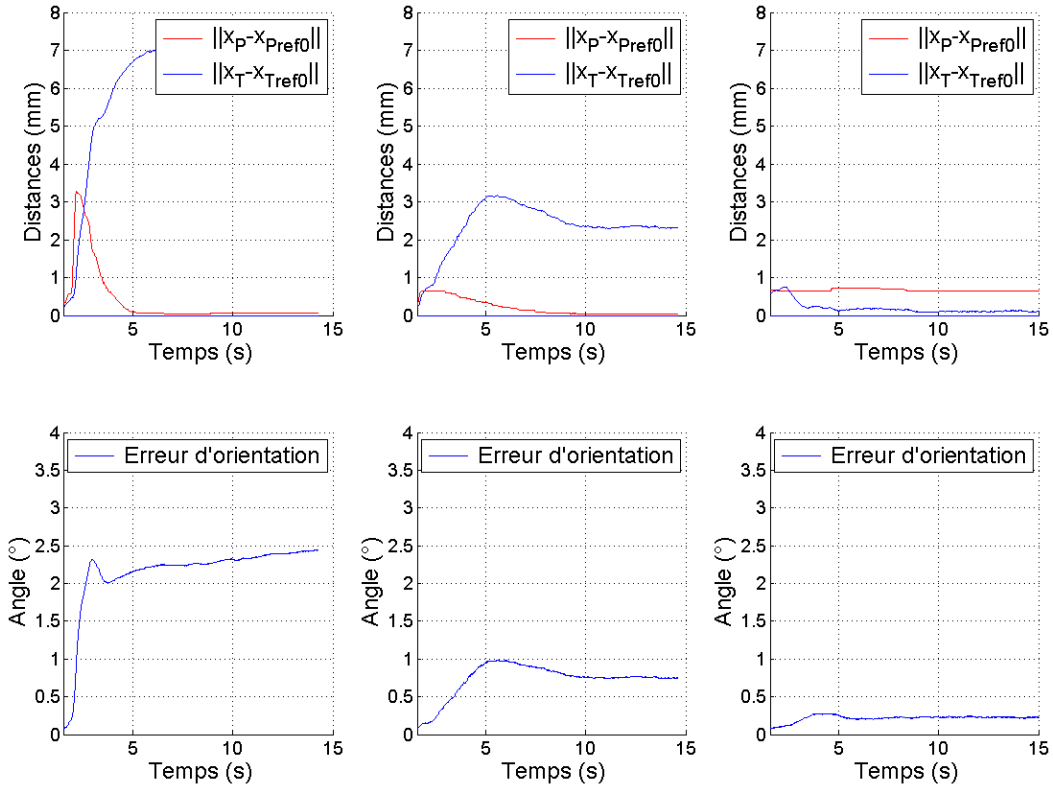


FIGURE 3.20 – Exemples de comportement observés lors du verrouillage : évolution de l'erreur de positionnement des points P et T en haut, évolution de l'erreur d'orientation de la sonde en bas. À gauche : mode VA. Au milieu : mode VB. À droite : mode VC.

Pour chaque expérience, les erreurs de positionnement des points P et T (respectivement $||\overrightarrow{x_P} - \overrightarrow{x_{Pref0}}||$ et $||\overrightarrow{x_T} - \overrightarrow{x_{Tref0}}||$) et l'erreur d'orientation de la sonde (définie comme l'angle de la rotation finie entre la position de la sonde après stabilisation et la position de la sonde à l'instant de déclenchement du mode V) ont été calculées. La figure 3.21 résume les résultats obtenus lors de 36 blocages successifs, présentés moyennés sur chacun des sextants réalisés (trois schémas en sextant ont été effectués, un pour chaque mode).

Influence de l'intégrateur

Comme l'on s'y attendait, on peut voir sur le graphique de gauche que l'erreur permanente de position au point P est quasiment annulée dans les modes VA et VB, grâce à la commande de l'intégrateur. Elle n'est pas parfaitement nulle, du fait des arrondis de

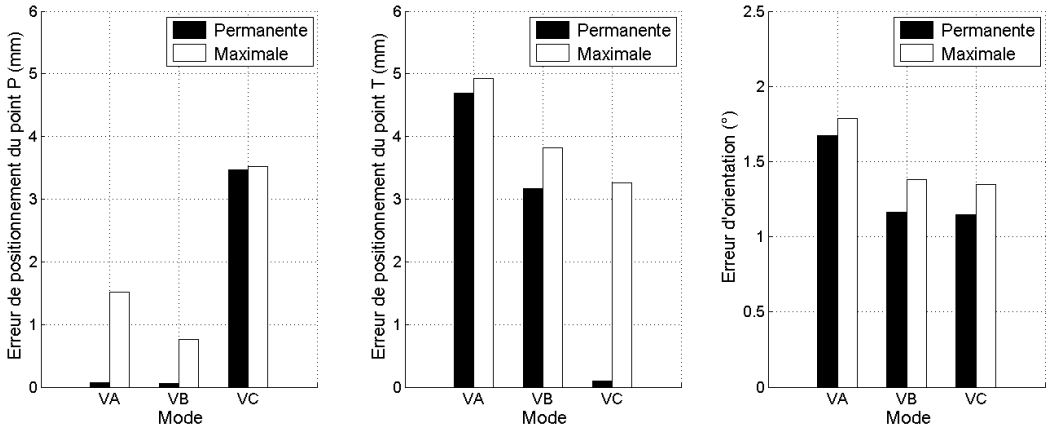


FIGURE 3.21 – Précisions de positionnement obtenues in vitro : erreur statique en noir, erreur transitoire maximale en blanc.

calcul informatique notamment, mais sa valeur est inférieure au dixième de millimètre donc à la précision globale du système. En revanche, du fait de l'erreur d'orientation (graphique de droite), l'erreur de positionnement du point T est en moyenne de $4,7$ *mm* en mode VA et de $3,1$ *mm* en mode VB, ce qui n'est pas satisfaisant.

En effet il est généralement admis dans le milieu médical qu'une tumeur est significative du point de vue clinique si son volume est supérieur ou égal à $0,5\,mL$ [Stamey 1993] (l'unité de mesure classiquement utilisée en urologie est le volume d'eau de masse équivalente), ce qui correspond à une boule de diamètre $9,8\,mm$. Ainsi, le positionnement de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie doit au minimum présenter une précision inférieure à $5\,mm$ pour atteindre une tumeur cliniquement significative visée. Si l'on souhaite pouvoir se diriger vers une cartographie précise des cellules cancéreuses et vers des traitements locaux, alors la précision atteinte devra être encore plus basse, de l'ordre de $2\,mm$ (le traitement local doit être délivré au centre de la masse cancéreuse pour que celle-ci soit traitée dans sa totalité).

Ainsi les modes VA et VB ne présentent pas des capacités satisfaisantes en matière de verrouillage en position du point T.

Influence du blocage du poignet

Le graphique de droite met en évidence l'influence des freins sur l'erreur d'orientation de la sonde. En effet, lorsque le poignet est bloqué (c'est-à-dire lorsque les freins sont serrés), l'erreur stabilisée d'orientation est limitée à $1,2°$ en moyenne pour les modes VB et VC, tandis qu'elle atteint $1,7°$ en mode VA. Il faut noter qu'au plan clinique cette erreur n'est pas critique : le praticien vise d'abord une cible, les contraintes sur l'orientation restent plus lâches.

Influence du point d'expression de la commande

L'amélioration de la précision de positionnement du point T en passant du mode VA au mode VB est directement liée à l'amélioration du contrôle de l'orientation de la sonde (on peut voir sur le graphique du milieu que l'erreur stabilisée de position de T diminue de $1,5$ *mm*, soit un peu moins du tiers de sa valeur). En revanche, dans le mode VC c'est l'erreur de positionnement de T qui est intégrée et on constate effectivement que sa valeur après stabilisation est nulle dans ce mode.

Les modes VA et VB ne sont donc pas utilisables pour l'application clinique visée, puisque la position du point T n'est pas suffisamment maîtrisée alors que c'est au niveau de ce point que des tissus seront prélevés. En revanche, le mode VC s'avère lui satisfaisant : la position du point T est correctement maintenue et le robot présente un comportement souple. L'intégration de freins et de potentiomètres sur les trois derniers axes d'Apollo est donc justifiée a posteriori puisqu'elle permet l'implémentation du mode VC.

3.4.2 Validation in cadavero

Dans un deuxième temps, nous avons réalisé la même étude in cadavero à l'École de Chirurgie du Fer à Moulin, Paris. Un cadavre de sexe masculin n'ayant pas subi de prostatectomie a été utilisé. Deux urologues, un expert et un novice, ont comanipulé la sonde lors de ces essais.

3.4.2.1 Campagne d'essais menée

Les expériences menées in cadavero étaient similaires aux tests in vitro mais en différaient sur quelques points :

- la sonde échographique endorectale était insérée dans l'anus du sujet anatomique et non pas dans un fantôme de prostate ;
- du fait de la détérioration des tissus, la prostate n'a pas pu être correctement imagée. Il était donc impossible pour les urologues d'utiliser l'UroStation pour naviguer, ils ont dû se reposer sur leur expérience et l'image échographique très dégradée dont ils disposaient ;
- l'échographe utilisé était un Sonix RP de Ultrasonix.

Chacun des deux urologues a réalisé trois schémas en sextant sans insertion d'aiguille (afin de ne pas endommager plus les tissus), un pour chaque mode de maintien (VA, VB et VC), tout en ignorant la commande utilisée.

3.4.2.2 Résultats obtenus

Les résultats obtenus sont présentés sur la figure 3.22, sous la même forme que ceux de l'expérience effectuée in vitro, pour chaque urologue et en moyenne.

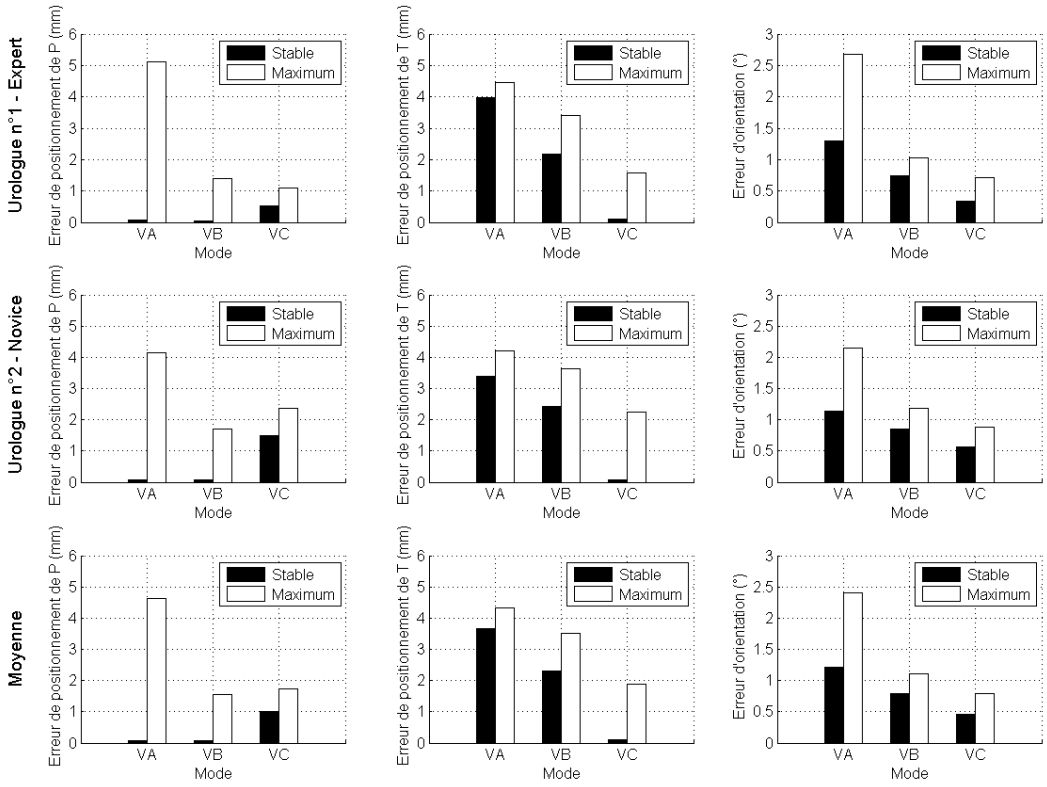


FIGURE 3.22 – Précisions de positionnement obtenues in cadavero : erreur statique en noir, erreur transitoire maximale en blanc.

Les comportements observés in cadavero sont parfaitement cohérents avec ceux obtenus in vitro. Notons également que, bien que les deux urologues n'aient pas la même expérience (l'un est un expert pratiquant des biopsies prostatiques toutes les semaines, l'autre était novice), la qualité du maintien en position par Apollo est similaire. Cela s'avère particulièrement intéressant dans le contexte du transfert clinique d'un tel système.

3.5 Essais cliniques

Les modes libres et verrouillés ayant été validés in vitro puis in cadavero, l'étape suivante est de les valider in vivo. Dans cette optique, une demande d'autorisation pour des essais cliniques à été déposée sous l'identifiant 2014-A00282-45. Cette étude, nommée « PROSBOT-Apollo » et immatriculée *NCT*02132975, a été autorisée par le Comité de Protection des Personnes le 19 Mars 2014 et par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament le 30 Avril 2014. Elle est référencée sur `ClinicalTrials.gouv`, une base de donnée regroupant les études cliniques menées à travers le monde, à la page `http://www.clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT02132975`. Un résumé du protocole clinique est reproduit en annexe A.

Au cours de ces essais, 10 patients passeront une séance de biopsies prostatiques robotisée : le mode verrouillé d'Apollo sera utilisé pour maintenir en place la sonde échographique lors de l'acquisition d'images échographiques tri-dimensionnelles et de la réalisation des ponctions. Le premier examen robotisé devrait avoir lieu courant Septembre 2014.

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons développé deux modes d'assistance identifiés comme stratégiques au chapitre 2 : le mode libre, c'est-à-dire un mode présentant une transparence satisfaisante qui permet à l'urologue de manipuler la sonde sans que le cobot n'ait d'impact sur le geste, et le mode verrouillé, c'est-à-dire le maintien en position de la sonde échographique endorectale dans la position donnée par le praticien. La commande mise en place pour le mode verrouillé réalise un positionnement précis tout en présentant une souplesse importante, ce qui permet d'assurer la sécurité du patient.

Apollo est donc capable de maintenir le point cible T lié à la sonde à une position exprimée dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot. Avant de verrouiller la sonde, il faut réussir à aligner la ligne de visée de l'aiguille avec la zone à biopsier. Pour ce faire, l'urologue ne dispose en routine clinique que de l'image échographique bidimensionnelle. Grâce au paradigme de la comanipulation, Apollo pourrait assister le praticien dans cette tâche de pointage : cette aide prendrait la forme d'un retour d'effort fournissant des informations supplémentaires et/ou guidant la ligne de visée vers une cible. Pour mettre en place de tels modes de fonctionnement, deux problèmes principaux doivent être traités.

Tout d'abord, il faut élaborer une commande sécuritaire, qui garantisse que les efforts appliqués sur l'anus du patient par l'intermédiaire de la sonde restant acceptables. Ensuite, la tâche de biopsie étant définie non pas dans le repère $\mathscr{R}_b$ mais dans un repère lié à la prostate, il est nécessaire d'intégrer dans la commande des informations autres que celles issues des capteurs du robot. Elles peuvent par exemple être tirées de l'image échographique, ce qui pose notamment la question de la gestion des échelles de temps différentes au sein d'une commande en effort. Dans le chapitre suivant nous verrons quelles réponses nous avons pu apporter sur ces deux points.

Chapitre 4

Assistance au positionnement comanipulé par retour d'efforts

Sommaire

4.1 Transmission d'efforts respectueuse d'un point de passage 79
4.1.1 Contrainte anatomique 79
4.1.2 Différentes stratégies de commande possibles 80
4.1.3 Comparaison expérimentale 83
4.2 Augmentation de raideur apparente basée image 94
4.2.1 Mise à l'échelle de force 94
4.2.2 Commande basée image 96
4.2.3 Validation expérimentale 100
4.3 Conclusion 107

La comanipulation est un paradigme d'assistance robotique au geste dans lequel un opérateur humain et un robot contribuent à l'exécution d'une même tâche par une action physique directe. Cette approche est particulièrement intéressante dans le contexte des applications médicales, dans lesquelles le robot peut améliorer les capacités de manipulation du chirurgien (précision, force, endurance, répétabilité, navigation) tout en exploitant les points forts de ce dernier (connaissances anatomiques et adaptabilité, sens du toucher).

Les comanipulateurs peuvent remplir de nombreuses fonctions d'assistance : guidage (voir par exemple [Pearle 2009] dans le domaine de la chirurgie orthopédique), évitement de contact avec des structures anatomiques fragiles (voir par exemple [Li 2004]), filtrage des tremblements (voir par exemple [Ang 2004] ou [Riviere 2006] en chirurgie des yeux) ou encore amélioration de la dextérité intra-corporelle (voir par exemple [Zahraee 2010] en chirurgie laparoscopique). Dans le cadre de la biopsie de prostate, des fonctions telles que le guidage vers une cible ou l'augmentation de raideur apparente de la prostate pourraient constituer une aide pertinente pour le chirurgien. Ces fonctions d'assistance ont

en commun de pouvoir être exprimées comme des contraintes virtuelles.

En effet, les contraintes virtuelles ou « virtual fixtures » permettent la réalisation de fonctions d'assistance variées : il s'agit de contraindre à l'aide d'un robot le mouvement d'un outil comanipulé ou télémanipulé par un opérateur humain ; un état de l'art détaillé de ce domaine a été publié en 2013 [Bowyer 2013]. Le robot peut être commandé en admittance (il impose les mouvements de l'outil par rapport à sa base), comme par exemple dans [Bettini 2004]. Ce type de commande s'avère particulièrement intéressant pour les télémanipulateurs : dans [Park 2001] il est proposé de sélectionner une partie des composantes du mouvement du bras maître et ne générer que celles-ci à l'aide du bras esclave. Il est également possible de réaliser des contraintes virtuelles avec un robot fonctionnant en impédance tel qu'Apollo (le système exerce des efforts contrôlés sur l'outil).

Dans le cas de la commande en impédance, les contraintes virtuelles sont alors généralement exprimées comme des champs de force attractifs ou répulsifs, de forme et de champ d'action variable, unilatéral ou bilatéral : un mur est un champ de forces répulsif élastique unilatéral de raideur contrôlable, un champ attractif sphérique uniforme peut servir de guidage vers une cible, etc. Déterminer la commande du robot réalisant la contrainte virtuelle revient ainsi à calculer l'effort que doit générer le robot sur l'outil en fonction de sa position dans l'environnement. Il faut donc tout d'abord définir la contrainte virtuelle (type de champ de force, positionnement de ce champ dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot), puis l'évaluer en fonction de la position courante de l'outil. Ces deux étapes passées, on connait l'effort virtuel émulant la contrainte virtuelle. Si l'on se place dans le cadre de la biopsie de prostate avec le robot Apollo, deux problèmes particuliers apparaissent.

Le premier est la question de la gestion de la contrainte anatomique. En effet, la sonde échographique endorectale étant insérée dans le rectum du patient, il est impératif de respecter le point de passage constitué par l'anus. Or la contrainte virtuelle est définie comme un effort appliqué en un point de la sonde situé à l'intérieur du patient. Comment transformer cet effort virtuel au point V situé à l'intérieur du patient en une force $\overrightarrow{F_v}$ contrôlable c'est-à-dire à appliquer au centre C du poignet du robot ? Deux stratégies pouvant répondre à cette question sont présentées et évaluées en section 4.1.

Le second problème porte sur la définition de la contrainte virtuelle. Si l'on considère que l'environnement est fixe par rapport à la base du robot au cours de la manipulation, alors la géométrie des contraintes virtuelles peut être évaluée une fois pour toute en début d'examen. Cela peut se faire par exemple à l'aide d'images préopératoires tridimensionnelles que l'on recale par rapport à la base du robot en début d'examen, comme présenté dans [Li 2004]. Par la suite, l'évaluation de la force virtuelle nécessite uniquement d'obtenir la position de l'outil via les capteurs présents sur les axes du robot et la connaissance de son modèle géométrique. Or, dans le cas des biopsies de prostate, les contraintes virtuelles doivent être définies par rapport à la glande qui est mobile et

déformable : leur configuration par rapport à la base du robot doit donc être réévaluée en temps réel en fonction de la localisation de la prostate. Nous présentons à la section 4.2 un exemple d'utilisation de l'image dans la mise en œuvre de contraintes virtuelles.

4.1 Transmission d'efforts respectueuse d'un point de passage

Quel que soit le type de retour d'effort envisagé dans notre application, celui-ci peut s'écrire comme une force pure appliquée en un point V appartenant à l'axe de la sonde. Mais un système tel qu'Apollo ne doit pas se contenter de fournir un retour d'effort au chirurgien : il doit également assurer l'intégrité du patient en respectant la contrainte anatomique.

4.1.1 Contrainte anatomique

Quelle que soit la fonction que l'on cherche à réaliser à l'aide d'un retour d'effort, le cobot doit avant tout assurer la sécurité du patient lorsque la sonde échographique endorectale est insérée dans son rectum. Si nous n'avons pas trouvé dans la littérature une valeur de l'effort maximal pouvant être exercé sur l'anus du patient, il est évident que cette force doit être la plus faible possible : le patient ne doit évidemment pas être blessé et, au-delà de ça, il ne doit pas ressentir une douleur ni même un inconfort inutile. Or rappelons que seule la paroi rectale est anesthésiée, la sensibilité de l'anus est donc conservée durant une séance de biopsies prostatiques.

L'anus constitue ce que l'on peut appeler une « contrainte anatomique » : il s'agit d'une contrainte géométrique qui n'est pas précisément définie, ni en ce qui concerne sa position moyenne ni en ce qui concerne son comportement mécanique (caractéristiques, limites et lien entre ces grandeurs). On ne sait pas exactement où elle se situe, de quelle distance elle peut se déplacer, quelle pression peut être exercée sur elle. Une contrainte anatomique peut également évoluer au cours du temps : dans le cas des biopsies prostatiques, le patient peut se déplacer par rapport à la base du robot et contracter ou relaxer ses muscles, ce qui induit une modification de la position moyenne de la contrainte anatomique et de ses caractéristiques mécaniques.

De nombreuses interventions chirurgicales présentent des spécificités géométriques du même type. C'est par exemple le cas des interventions réalisées à l'aide d'une sonde échographique endovaginale. On retrouve également cette configuration lors de toutes les opérations réalisées en laparoscopie : chaque instrument passe par un trocart qui assure l'intégrité de l'incision pratiquée dans la paroi abdominale du patient. Chaque trocart constitue une contrainte anatomique de type linéaire annulaire entre le patient et l'instrument, c'est-à-dire qu'elle laisse libre trois rotations et la translation selon l'axe de l'instrument, dans une plage non strictement délimitée et avec une raideur non connue.

Le chirurgien doit donc à la fois réaliser le geste médical « utile » (insertion d'aiguille, résection, suture, etc) et assurer l'intégrité du patient donc le respect de la contrainte

anatomique ; par « respect de la contrainte anatomique » on entend que les niveaux d'effort et de déplacement imposés au niveau du point d'insertion restent inférieurs aux seuils correspondant à la douleur et à la blessure. Un cobot d'assistance à un tel geste de chirurgie doit donc lui aussi effectuer simultanément deux tâches : apporter une assistance au chirurgien réalisant une geste médical tout en respectant la contrainte anatomique.

4.1.2 Différentes stratégies de commande possibles

Une première façon de prendre en compte la contrainte anatomique est d'utiliser un robot présentant un centre de rotation déporté, ou RCM (Remote Center of Motion) [Wei 2005]. Comme nous l'avons vu à la section 2.1.3, par construction l'effecteur d'un tel robot passe nécessairement par un point fixe dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à sa base. Il pourrait donc être intéressant de faire coïncider le RCM du robot et la contrainte anatomique à respecter. Néanmoins cette méthode ne peut fonctionner ni dans les cas où la position moyenne de la contrainte anatomique peut se déplacer significativement et indépendamment des mouvements de l'outil médical, ni pour les procédures au cours desquelles l'urologue utilise l'élasticité de la contrainte anatomique pour réaliser son geste. Or les biopsies prostatiques entrent dans ces deux catégories : le patient sous anesthésie locale peut bouger et le chirurgien utilise la souplesse de l'anus pour atteindre des configurations satisfaisantes de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie par rapport à la prostate.

Une autre façon d'assurer le respect de la contrainte anatomique est de travailler sur la commande du robot plutôt que sur sa conception. En effet, comme nous l'avons vu au début de ce chapitre, un retour d'effort peut généralement être exprimé comme une force pure virtuelle appliquée en un point V de l'axe de la sonde. Nous allons donc chercher comment calculer le torseur de commande au centre P du poignet qui est équivalent à une force pure virtuellement appliquée en V. Deux stratégies peuvent être envisagées : effectuer un déplacement de torseur, ce qui ne présuppose aucune connaissance de la géométrie de la tâche considérée, ou faire l'hypothèse que la contrainte anatomique se comporte comme une contrainte cinématique idéale.

4.1.2.1 Formalisation du problème

La modélisation du problème proposée est représentée en figure 4.1.

P est le centre du poignet, E l'extrémité de la sonde et A le point d'insertion de la sonde. À tout instant, ces trois points appartiennent à l'axe de la sonde. La tâche de retour d'effort est définie par une force pure $\overrightarrow{F_v}$ virtuellement appliquée au point V appartenant à l'axe de la sonde. Ainsi le torseur correspondant à la tâche est

$$\{\mathscr{T}_v\} = \left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{F_v} \\ \overrightarrow{0} \end{array} \right\}_V \tag{4.1}$$

Le torseur appliqué par le robot sur la sonde au point P est noté

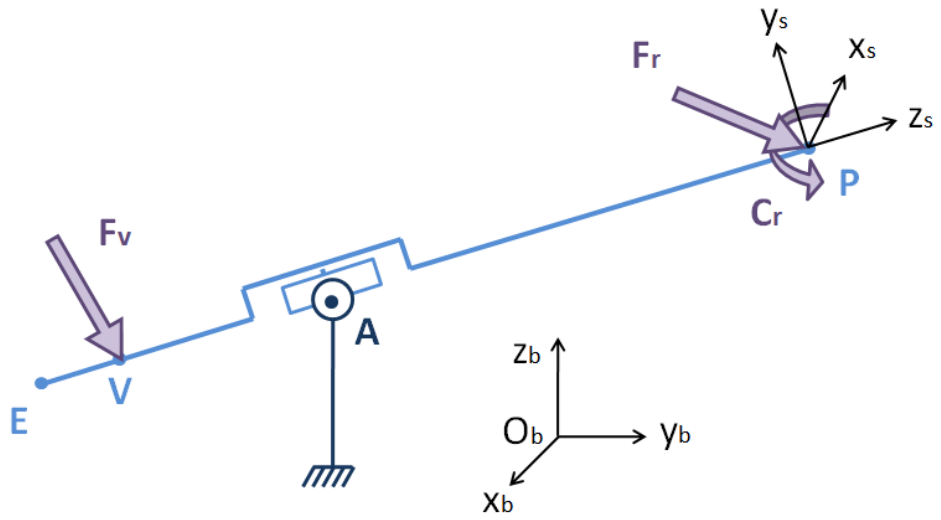


FIGURE 4.1 – Modélisation du problème.

$$\{\mathscr{T}_r\} = \begin{Bmatrix} \overrightarrow{F_r} \\ \overrightarrow{C_r} \end{Bmatrix}_P \tag{4.2}$$

$(O_b, \overrightarrow{x_b}, \overrightarrow{y_b}, \overrightarrow{z_b})$ est le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot et $(P, \overrightarrow{x_s}, \overrightarrow{y_s}, \overrightarrow{z_s})$ est le repère $\mathscr{R}_s$ lié à la sonde, $\overrightarrow{z_s}$ étant aligné avec l'axe de cette dernière. On note $\overrightarrow{PA} = -l_A\overrightarrow{z_s}$ et $\overrightarrow{PV} = -l_V\overrightarrow{z_s}$.

4.1.2.2 Déplacement de torseur

La façon classique de calculer le torseur de commande $\{\mathscr{T}_r\}$ qui est équivalent au torseur $\{\mathscr{T}_v\}$ représentant la tâche virtuelle est d'opérer un déplacement de torseur comme suit :

$$\{\mathscr{T}_r\} = \begin{Bmatrix} \overrightarrow{F_v} \\ \overrightarrow{0} \end{Bmatrix}_V = \begin{Bmatrix} \overrightarrow{F_v} \\ \overrightarrow{PV} \wedge \overrightarrow{F_v} \end{Bmatrix}_P = \begin{Bmatrix} \overrightarrow{F_v} \\ -l_V\overrightarrow{z_p} \wedge \overrightarrow{F_v} \end{Bmatrix}_P \tag{4.3}$$

Cette solution présente l'avantage de ne nécessiter aucune hypothèse sur le comportement du système. Le seul paramètre à identifier pour sa mise en œuvre est la distance l_V du point V au point P. Malheureusement, cette commande n'est pas utilisable avec notre système. En effet, Apollo n'est équipé que de trois moteurs donc il est possible de contrôler une force mais le moment au point P est nécessairement nul puisque, pendant la comanipulation en mode L, les freins sont débloqués et laissent libre la rotule de centre P formée par les trois derniers axes du robot.

4.1.2.3 Équivalence des puissances

Une autre approche possible est de considérer que la contrainte anatomique se comporte comme une contrainte cinématique linéaire-annulaire parfaite entre la sonde et le

repère $\mathscr{R}_b$: la sonde peut pivoter autour de tout axe passant par le point A, qui correspond au centre de l'anus, et coulisser le long de son axe $(A, \overrightarrow{z_s})$. Dans la réalité ce n'est évidemment pas le cas, la liaison entre la sonde et l'anus n'est pas rigide et le patient n'est pas parfaitement immobile. Mais dans notre application l'urologue comanipule la sonde : il essaye de contrôler les mouvements de la sonde de façon à limiter les déplacements et les efforts imposés à l'anus, ce qui revient à émuler humainement une cinématique du type liaison linéaire-annulaire entre la sonde et le patient.

Si l'on fait cette hypothèse, alors le torseur de commande $\{\mathscr{T}_r\}$ exprimé au point P qui est équivalent au torseur $\{\mathscr{T}_v\}$ représentant la tâche virtuelle est celui qui produit la même puissance dans tous les déplacements possibles de la sonde. Le torseur cinématique de la sonde exprimé au point A est de la forme

$$\{\mathscr{V}_s\} = \left\{ \begin{matrix} \dot{\alpha}\overrightarrow{x_s} + \dot{\beta}\overrightarrow{y_s} + \dot{\gamma}\overrightarrow{z_s} \\ \dot{u}\overrightarrow{z_s} \end{matrix} \right\}_A \tag{4.4}$$

Sachant que $\overrightarrow{PA} = -l_A\ \overrightarrow{z_s}$ et $\overrightarrow{VA} = (l_V - l_A)\ \overrightarrow{z_s}$, le torseur de déplacement de la sonde peut être exprimé aux points P et V :

$$\{\mathscr{V}_s\} = \left\{ \begin{matrix} \dot{\alpha}\overrightarrow{x_s} + \dot{\beta}\overrightarrow{y_s} + \dot{\gamma}\overrightarrow{z_s} \\ l_A\dot{\beta}\overrightarrow{x_s} - l_A\dot{\alpha}\overrightarrow{y_s} + \dot{u}\overrightarrow{z_s} \end{matrix} \right\}_P \tag{4.5}$$

$$\{\mathscr{V}_s\} = \left\{ \begin{matrix} \dot{\alpha}\overrightarrow{x_s} + \dot{\beta}\overrightarrow{y_s} + \dot{\gamma}\overrightarrow{z_s} \\ -(l_V - l_A)\,\dot{\beta}\overrightarrow{x_s} + (l_V - l_A)\,\dot{\alpha}\overrightarrow{y_s} + \dot{u}\overrightarrow{z_s} \end{matrix} \right\}_V \tag{4.6}$$

Or les expressions de $\{\mathscr{T}_r\}$ et $\{\mathscr{T}_v\}$ dans le repère $\mathscr{F}_p$ lié à la sonde sont :

$$\{\mathscr{T}_r\} = \left\{ \begin{matrix} F_{rx}\overrightarrow{x_s} + F_{ry}\overrightarrow{y_s} + F_{rz}\overrightarrow{z_s} \\ \overrightarrow{0} \end{matrix} \right\}_P \tag{4.7}$$

$$\{\mathscr{T}_v\} = \left\{ \begin{matrix} F_{vx}\overrightarrow{x_s} + F_{vy}\overrightarrow{y_s} + F_{vz}\overrightarrow{z_s} \\ \overrightarrow{0} \end{matrix} \right\}_V \tag{4.8}$$

Ainsi la puissance développée par chacun des torseurs considérés lors d'un mouvement de la sonde peut être calculée ainsi :

$$\mathscr{P}_r = \{\mathscr{V}_s\}\{\mathscr{T}_r\} = l_A\,\dot{\beta}\,F_{rx} - l_A\,\dot{\alpha}\,F_{ry} + \dot{u}\,F_{rz} \tag{4.9}$$

$$\mathscr{P}_v = \{\mathscr{V}_s\}\{\mathscr{T}_v\} = -(l_V - l_A)\,\dot{\beta}\,F_{vx} + (l_V - l_A)\,\dot{\alpha}\,F_{vy} + \dot{u}\,F_{vz} \tag{4.10}$$

La première chose à noter est que $\dot{\gamma}$ n'apparait pas dans les équations 4.9 et 4.10. Cela vient de la modélisation de la sonde comme un objet linéique : $\{\mathscr{T}_r\}$ et $\{\mathscr{T}_v\}$ ne développent pas de puissance lorsque la sonde échographique tourne autour de son axe.

Le torseur $\{\mathscr{T}_r\}$ est équivalent au torseur $\{\mathscr{T}_v\}$ s'ils produisent tous deux la même puissance dans tous les mouvements possibles de la sonde, c'est-à-dire s'ils satisfont la condition suivante :

$$\forall\, \dot{\alpha},\, \dot{\beta},\, \dot{\gamma},\, \dot{u} \quad \mathscr{P}_r = \mathscr{P}_r \tag{4.11}$$

Nous allons considérer tour à tour trois cas :
- $\dot{\alpha} = \dot{\beta} = 0$ et $\dot{u} \neq 0$,
- $\dot{\alpha} = \dot{u} = 0$ et $\dot{\beta} \neq 0$;
- $\dot{\beta} = \dot{u} = 0$ et $\dot{\alpha} \neq 0$.

L'équation 4.11 donne alors respectivement :

$$F_{rz} = F_{vz} \tag{4.12}$$

$$F_{rx} = -\frac{l_V - l_A}{l_A} F_{vx} \tag{4.13}$$

$$F_{ry} = -\frac{l_V - l_A}{l_A} F_{vy} \tag{4.14}$$

avec $\frac{l_V - l_A}{l_A} > 0$. Ainsi, la force pure $\overrightarrow{F_r}$ appliquée au point P équivalente à la force pure $\overrightarrow{F_v}$ appliquée au point V lorsque l'on considère l'anus comme une liaison cinématique linéaire-annulaire idéale est directement donnée par une formule type bras de levier : la composante axiale est conservée tandis que la composante radiale est multipliée par un coefficient négatif correspondant au bras de levier, c'est-à-dire à l'inverse du rapport des longueurs en jeu. Cette approche présente un avantage majeur par rapport à celle présentée précédemment (commande par déplacement de torseur) : elle nécessite uniquement de générer une force pure au point P, ce qu'un système équipé de trois moteurs comme Apollo peut faire. Or passer de six à trois moteurs permet de réduire significativement le coût d'un robot, un critère crucial dans le contexte médico-économique.

Le passage de la sonde par l'anus ne constitue pas une liaison cinématique linéaire-annulaire idéale entre la sonde et le patient. Cette logique ne pourrait donc pas être utilisée pour commander un robot autonome, car des efforts importants pourraient survenir au niveau de l'anus. Mais nous nous avons décidé d'utiliser le paradigme de la comanipulation, ce qui signifie qu'un être humain tient également la sonde. Dans ce cas, l'utilisateur seul peut-il assurer le respect de la contrainte anatomique ? Nous formulons l'hypothèse que, si on applique une force $\overrightarrow{F_r}$ en P définie par les équations 4.12 à 4.14, l'utilisateur va ressentir une force virtuelle $\overrightarrow{F_v}$ appliquée de façon distale car il impose, par son propre contrôle moteur, un moment nul au point d'insertion, favorisant ainsi les rotations de la sonde autour de ce point, plutôt que les translations latérales. Il reste à le vérifier expérimentalement.

4.1.3 Comparaison expérimentale

Afin de comparer les deux logiques de contrôle présentées précédemment, à savoir la commande par déplacement de torseur (ou « commande DT ») et la commande type bras de

levier (ou « commande BL »), nous avons mis en place un banc expérimental reproduisant la cinématique de la réalisation d'une biopsie prostatique. Nous voulons l'utiliser pour évaluer ces deux façons d'élaborer la commande d'un comanipulateur à partir d'une force virtuelle $\overrightarrow{F_v}$ virtuellement appliquée en un point V de l'axe de la sonde, mais nous ne nous intéresserons pas ici à la façon dont cette force virtuelle est déterminée. Nous analyserons les performances des deux commandes proposées non seulement en matière de sensations de l'utilisateur, mais également à l'aide de métriques quantifiables comme par exemple un indicateur de la régularité du mouvement de la sonde.

4.1.3.1 Banc expérimental

Pour évaluer les performances des deux commandes précédemment développées, une expérience in vitro a été mise en place. L'utilisateur manipule un outil qui est une longue tige. Cet instrument passe à travers un palet carré. Un coussinet plastique limite les frottements entre l'outil et le palet sans toutefois les annuler. Le palet carré est lié à un tambour par l'intermédiaire de quatre ressorts que l'on peut voir sur la figure 4.2. La liaison entre l'outil et le tambour n'est ainsi pas une liaison linéaire-annulaire idéale, tout comme la liaison entre la sonde échographique endorectale et le patient : le palet carré peut être déplacé du fait des mouvements de la sonde, ce qui induit l'apparition d'efforts entre les deux corps.

Par l'intermédiaire des quatre ressorts, ces efforts sont transmis au tambour. Ce dernier est monté sur un capteur d'effort qui est à son tour fixé sur la table d'expérimentation. Ainsi le capteur d'effort donne directement les efforts d'interaction entre l'outil représentant la sonde échographique endorectale et le palet carré jouant le rôle de l'anus.

Comme on souhaite analyser les performances haptiques de deux commandes, l'espace situé derrière le tambour est caché pour que les sujets ne puissent pas directement visualiser la position de l'extrémité de la sonde. Le cache est suffisamment grand pour ne pas interférer avec l'espace de travail de l'outil.

Apollo n'étant équipé que de trois moteurs, il ne permet pas d'implémenter la commande *DT*. Nous avons donc utilisé le robot Virtuose6D de la société Haption [Hap] que l'on peut voir sur la figure 4.3. Il présente une architecture similaire à celle d'Apollo mais est totalement motorisé : chacun des six degrés de liberté est équipé d'un moteur et d'un codeur. Il est ainsi possible de générer un torseur complet (force et couple) au centre P du poignet du robot, donc de tester à la fois les commandes *DT* et *BL*. Comme Apollo, ce robot a une transparence importante : lorsqu'il n'est sensé exercer aucun effort sur l'outil, le niveau des efforts résiduels (dus notamment aux frottements et aux masses des différents corps) est suffisamment faible pour ne pas avoir d'impact notable sur la manipulation de l'outil par l'utilisateur.

Il est important de noter que notre installation expérimentale nous permettrait d'évaluer l_A en temps réel puisque le tambour est fixe par rapport à la base du robot, les

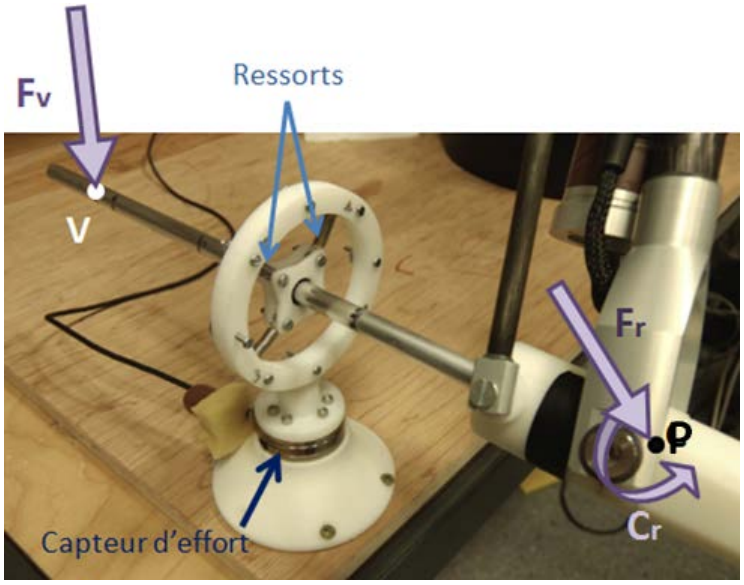


FIGURE 4.2 – Dispositif mécanique reproduisant la contrainte anatomique constituée par l'anus du patient.

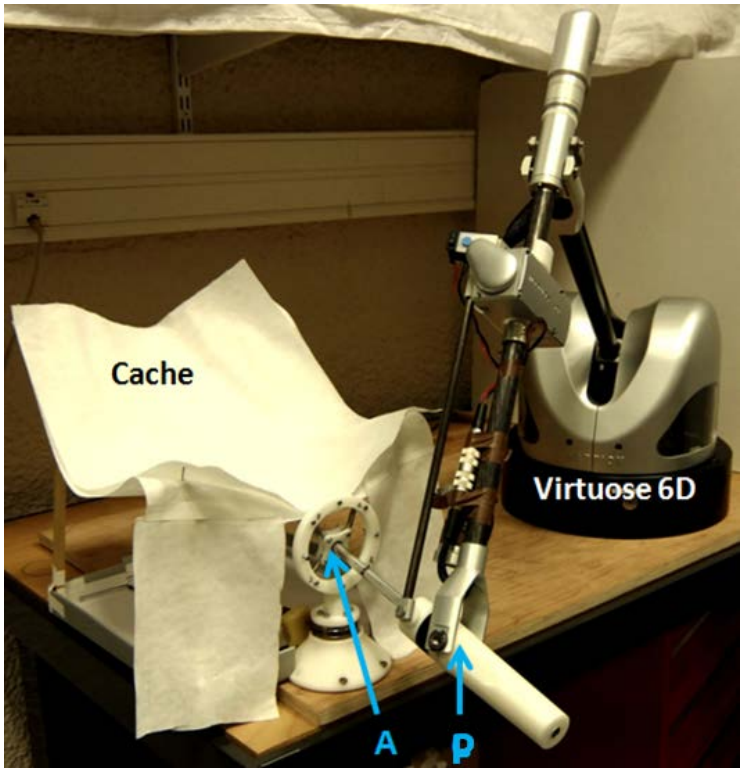


FIGURE 4.3 – Banc expérimental.

coordonnées de la position moyenne du point A (c'est-à-dire la position de repos qu'il occupe lorsqu'aucun effort n'est exercé sur le palet) pouvant ainsi être identifiés. Pour se rapprocher le plus possible des conditions de l'application visée, dans laquelle il est impossible de connaître l_A en temps réel, nous avons décidé de ne pas utiliser cette possibilité. La longueur l_A été grossièrement évaluée en début d'expérience, sans faire de mesure précise, et cette valeur a été conservée tout au long des essais.

4.1.3.2 Protocole expérimental

Un urologue veille à tout instant à la sécurité et au confort du patient durant la procédure de biopsie prostatique. Nous devions donc placer les sujets dans cet état d'esprit pour valider la possibilité d'utiliser les deux commandes en routine clinique. C'est pourquoi les sujets ont été informés en début d'expérience du champ d'application visé par cette étude, avant même que les exercices à réaliser ne leur soient présentés. Le but était d'attirer leur attention sur un point clé : ils doivent exercer aussi peu d'efforts que possible sur le palet carré qui représente l'anus du patient. Cette consigne est valable en permanence, de leur première prise en main de l'outil à la fin de l'expérience.

Il a été demandé à chaque sujet de réaliser trois exercices, permettant de mettre en évidence différentes capacités haptiques. Ces tâches ont un point commun : la première instruction donnée était de respecter la contrainte anatomique, c'est-à-dire d'appliquer aussi peu d'efforts que possible sur le palet carré. En plus de ce premier objectif, un second propre à l'exercice était donné :

- classer des balles de tailles différentes (exercice *CB*),
- classer des plans de raideurs différentes (exercice *CP*) ;
- suivre une ligne (exercice *SL*).

Classement de balles (*CB*)

Au cours de cet exercice, le sujet doit classer quatre balles virtuelles (aléatoirement étiquetées 1, 2, 3 et 4), de la plus petite à la plus grande. Ces balles ont toutes la même raideur $K = 200\,N/m$ et leurs rayons sont répartis logarithmiquement $R = \{1.5, 2.4, 3.75, 6\}\,cm$. La force $\overrightarrow{F_v}$ virtuellement appliquée à l'outil est directement proportionnelle à la pénétration de l'outil dans la balle virtuelle, comme représenté sur la figure 4.4. Comme c'est le cas quand la balle est réelle, l'outil peut toucher l'objet virtuel soit avec sa pointe, soit avec son côté. Il peut y avoir une seule balle virtuelle à la fois dans l'espace de travail et les coordonnées de son centre sont choisies de façon à ce que, si le sujet enfonce l'outil en ligne droite à travers le palet sans déplacer ou faire pivoter ce dernier, chaque balle soit rencontrée à la même profondeur d'insertion (voir figure 4.5). Grâce à cette logique de positionnement des balles, la profondeur pour une insertion droite de l'outil ne fournit pas d'information sur la taille de la balle, il est donc nécessaire de palper cette dernière par les côtés pour en estimer le rayon et/ou la courbure. Le sujet maîtrise le déroulement de l'expérience : l'opérateur change de balle virtuelle à sa demande, autant de fois que le sujet le lui demande. Quand le sujet pense avoir réussi

à classer les balles (ou quand il pense qu'il ne modifiera plus son classement), il stoppe l'exercice et donne le nom des balles dans l'ordre, de celle qui lui parait être la plus petite à celle qui lui parait être la plus grande.

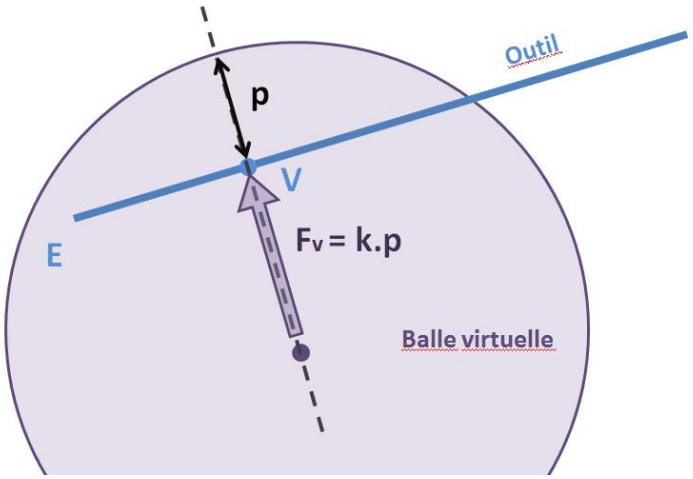


FIGURE 4.4 – Définition de la force virtuelle en fonction de la pénétration de l'outil dans la balle virtuelle.

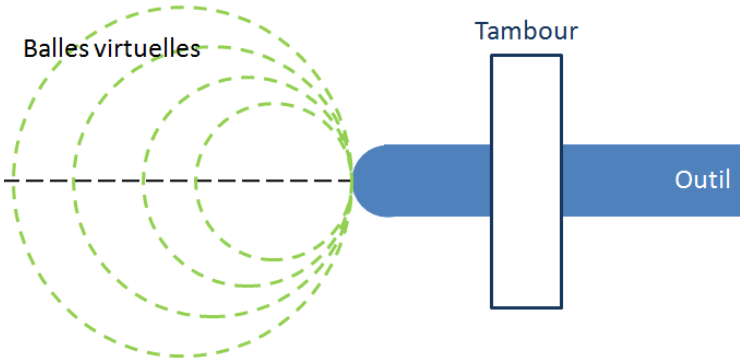


FIGURE 4.5 – Position des différentes balles virtuelles par rapport au tambour.

Classement de plan (*CP*)

Cet exercice est très similaire au précédent, sauf qu'il s'agit cette fois-ci pour le sujet de classer quatre plans virtuels élastiques en fonction de leur raideur, dont les valeurs sont réparties logarithmiquement : $K = \{200, 340, 580, 1000\}\, N/m$. Le plan virtuel ne présente aucune particularité géométrique avec les autres éléments de l'expérience. L'exercice *CP* se déroule de la même manière que l'exercice *CB* : l'effort virtuel est directement proportionnel à la pénétration de l'outil dans le plan, son orientation est normale au plan. Les plans sont aléatoirement étiquetés de 1 à 4, ils sont présentés un par un sur demande

du sujet. L'exercice s'arrête lorsque ce dernier pense avoir réussi à les ordonner et énonce leur ordre, du plus mou au plus rigide.

Suivi de ligne (*SL*)

Pour cet exercice, une configuration initiale est donnée à l'outil par l'opérateur. Le sujet doit ensuite faire faire des allers-retours à l'extrémité de l'outil le long d'une ligne, à son propre rythme. La ligne est horizontale mais ne présente pas d'autre alignement géométrique avec le tambour. L'effort virtuel est une force élastique entre l'extrémité de l'outil et la ligne virtuelle. Afin que le sujet sache quand faire demi-tour, des marques ont été faites sur l'outil. En effet, si l'extrémité de l'outil est bien sur la ligne et qu'aucun effort n'est appliqué sur le palet carré, alors la profondeur d'insertion de l'outil est directement liée à la position de son extrémité le long de la ligne.

Chacun des trois exercices a été répété deux fois, une avec chaque loi de commande. L'ordre dans lequel les commandes ont été présentées était tiré aléatoirement pour chaque sujet, ce dernier n'étant pas informé qu'il y avait une différence dans la commande entre les deux répétitions d'un même exercice. Il pensait donc faire deux fois le même exercice.

4.1.3.3 Résultats obtenus

Les figures 4.6, 4.7 et 4.8 présentent des exemples de trajectoires typiques des différents points de l'outils dans le repère $\mathscr{R}_b$ respectivement lors d'un exercice de classement de balles, de classement de plans et de suivi de ligne.

Afin d'évaluer les différences entre les commandes *DT* et *BL*, plusieurs variables ont été enregistrées. Parmi elles, celles qui sont représentatives de la qualité du geste (discrimination de raideurs/dimensions, précision de position et respect de la contrainte anatomique) ont été comparées. Les indicateurs sélectionnés sont :

- pour chacun des exercices
  - le temps d'exécution de la tâche t_{total}, qui est le temps mis par le sujet pour réaliser l'exercice ;
  - la longueur d'arc spectral *SAL* (*SpectralArcLength*) de la trajectoire du point *P* comme défini dans [Balasubramanian 2012]. La *SAL* est l'opposée de la longueur de la courbe spectrale de la vitesse. C'est une image de la complexité du spectre d'amplitude de Fourier du mouvement qui présente de nombreux avantages : elle est sans dimension et indépendante de la durée et de l'amplitude du mouvement. Sa valeur est négative ; plus elle est proche de zéro, plus le spectre de Fourier du mouvement est simple et plus le mouvement est lisse ;
  - la force maximale F_{max} appliquée par l'outil sur le palet carré représentant la contrainte anatomique ;
  - la force moyenne F_{moy} appliquée par l'outil sur le palet carré représentant la contrainte anatomique ;
- pour l'exercice *SL*

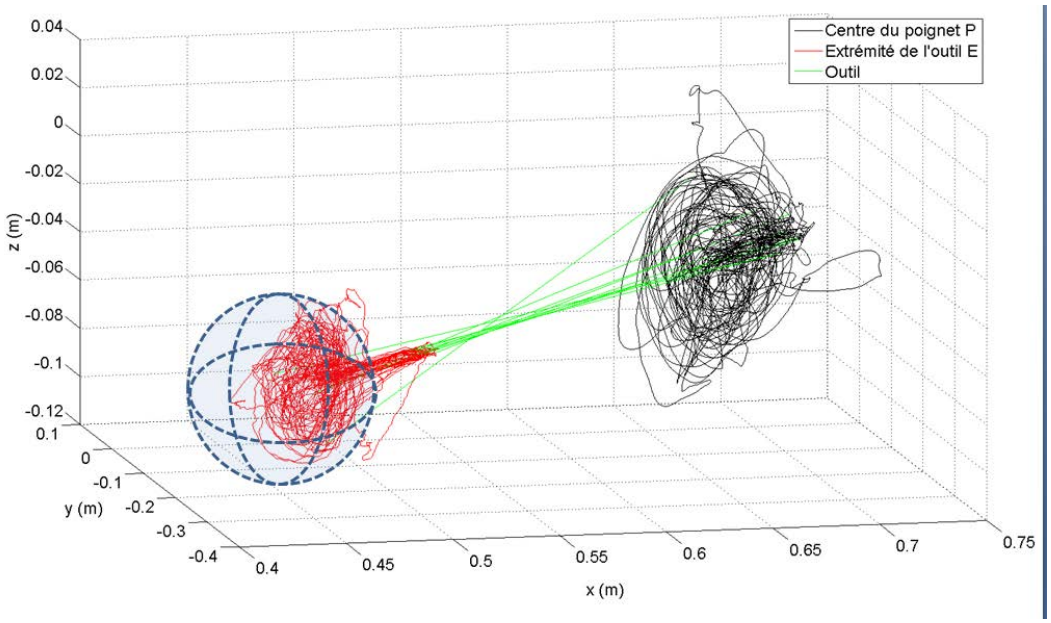


FIGURE 4.6 – Exemple de trajectoires de l'extrémité de la sonde et du centre du poignet durant un exercice de classement de balles.

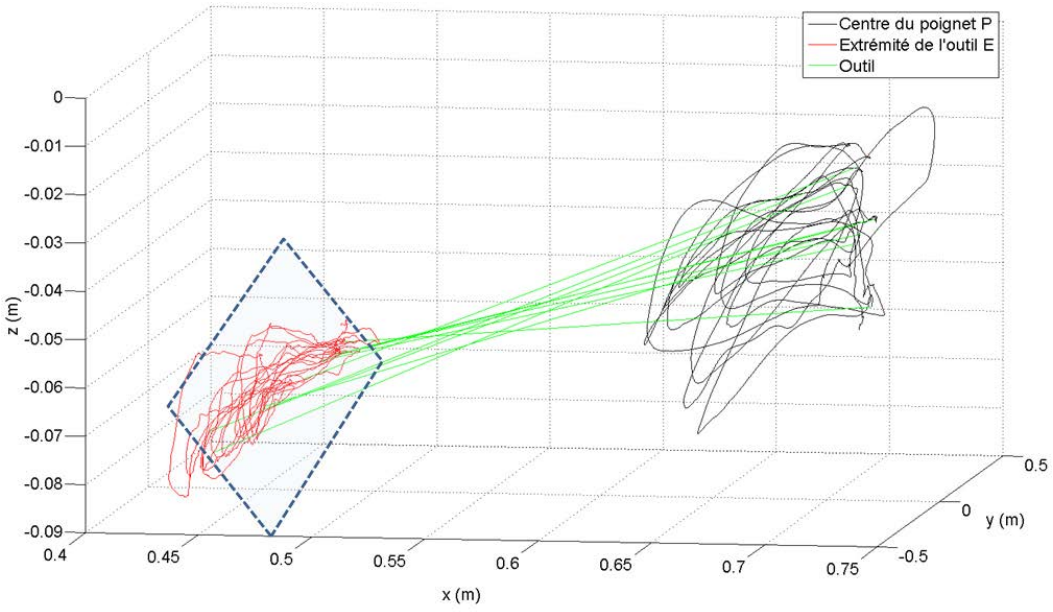


FIGURE 4.7 – Exemple de trajectoires de l'extrémité de la sonde et du centre du poignet durant un exercice de classement de plans.

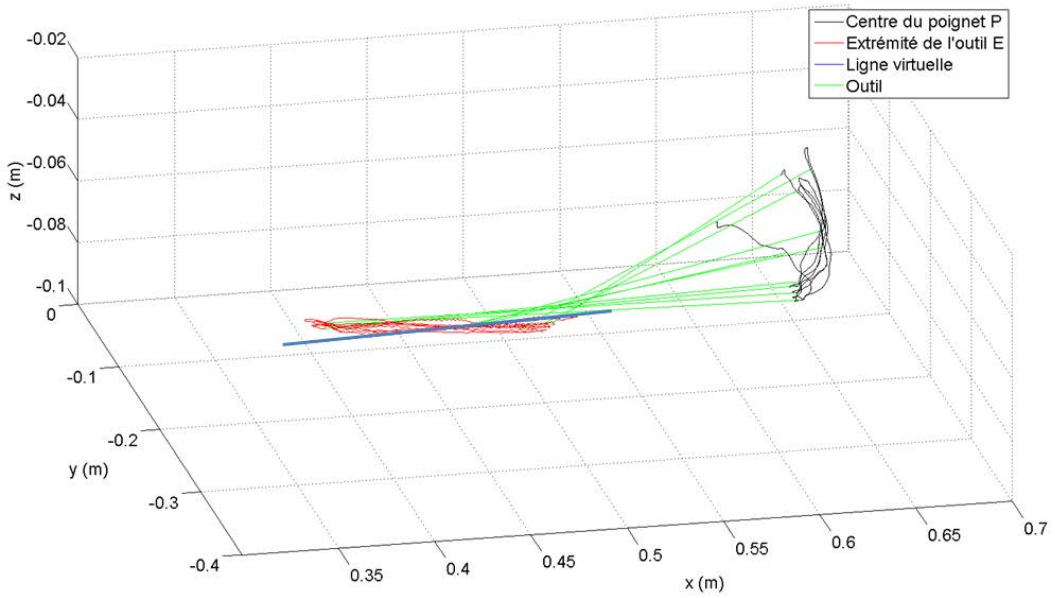


FIGURE 4.8 – Exemple de trajectoires de l'extrémité de la sonde et du centre du poignet durant un exercice de suivi de ligne.

- la distance maximale d_{max} de l'extrémité de l'outil E à la ligne virtuelle ;
- la distance moyenne d_{moy} de l'extrémité de l'outil E à la ligne virtuelle.

Quatorze sujets ont été inclus dans l'étude, âgé de 13 à 60 ans. Suite à quelques problèmes d'enregistrement de données, douze sujets ont pu être gardés pour les exercices *CB* et *CP*, treize pour l'exercice *LF*.

Une fois que les exercices étaient tous finis, il a été demandé aux sujets s'ils avaient senti une différence entre les deux répétitions d'un même exercice. Les réponses obtenues peuvent être classées en trois groupes :

- 1 sujet s'est senti plus à l'aise avec la commande *BL* mais était incapable d'expliquer en quoi il la ressentait différente de la commande *DT* ;
- 2 sujets ont trouvé que la commande *DT* apportait « plus d'aide » que la commande *BL* pour l'exercice *SL*, mais ils n'ont ressenti aucune différence entre les deux commandes durant les exercices *CB* et *CP* ;
- 10 sujets n'ont ressenti aucune différence quelque soit l'exercice et n'avaient pas réalisé que le robot ne se comportait pas toujours de la même façon.

Ces premiers retours des sujets sont très encourageants puisque ceux-ci n'ont en majorité pas préféré une commande à l'autre, ce qui tend à indiquer que les deux commandes sont équivalentes. Il est néanmoins surprenant qu'aucun sujet n'ait été capable d'identifier une différence entre les deux commandes car elles mènent dans certains cas à la génération de forces de direction opposées. Ce phénomène apparait lorsque la force

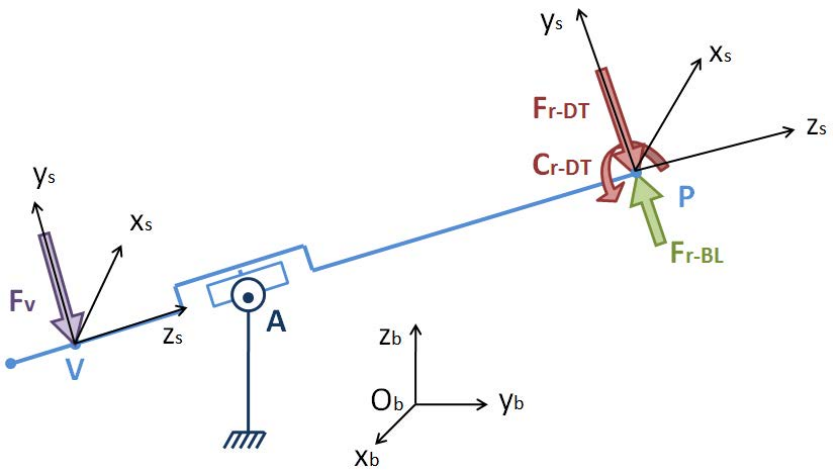


FIGURE 4.9 – Les forces de commande obtenues par la méthode *DT* et par la méthode *BL* sont de sens opposé.

virtuelle est perpendiculaire à l'axe de la sonde, comme on peut le voir sur la figure 4.9. Cela signifie que, pour peu que l'attention de l'utilisateur ne soit pas attirée sur ce point, il interprète de la même manière une force donnée et la combinaison d'une force opposée à la première et d'un couple.

Nous avons voulu voir si les gestes des sujets et leurs performances (c'est à dire l'exactitude de leurs classements mais aussi leur sollicitation de la contrainte anatomique) étaient identiques pour chacune des commandes, comme leur ressenti, ou si des différences apparaissaient. Les valeurs des mesures qui ont été effectuées sont synthétisées sur la figure 4.10.

Rappelons que, pour comparer deux groupes de valeurs dans le but d'évaluer l'influence d'un paramètre, il est nécessaire de réaliser un test statistiques. C'est pourquoi un test de Student a été effectué pour chaque indicateur et chaque exercice concerné afin de comparer les performances des modes de commande *DT* et *BL*. Les p-valeurs ainsi obtenues sont présentées dans le tableau 4.1.

Les p-valeurs associés aux indicateurs t_{total}, *SAL*, F_{max} et F_{moy} sont supérieures à 0.05 pour chacun des exercices. Cela signifie que passer d'une commande à l'autre n'a pas d'impact statistiquement significatif sur le temps de réalisation de la tâche, le caractère lisse du mouvement ou le niveau des efforts appliqués sur la contrainte anatomique. Ce dernier point est le plus important : la commande ne modifie pas la façon dont le sujet s'appuie sur le point d'insertion pour réaliser une tâche donnée. Il contrôle les forces appliquées au point *A* de façon comparable dans les deux conditions étudiées.

En revanche, les p-valeurs de d_{max} et d_{moy} durant l'exercice *SL* sont respectivement $0,0001$ et $0,00007$, ce qui signifie que la précision du suivi de ligne change de façon

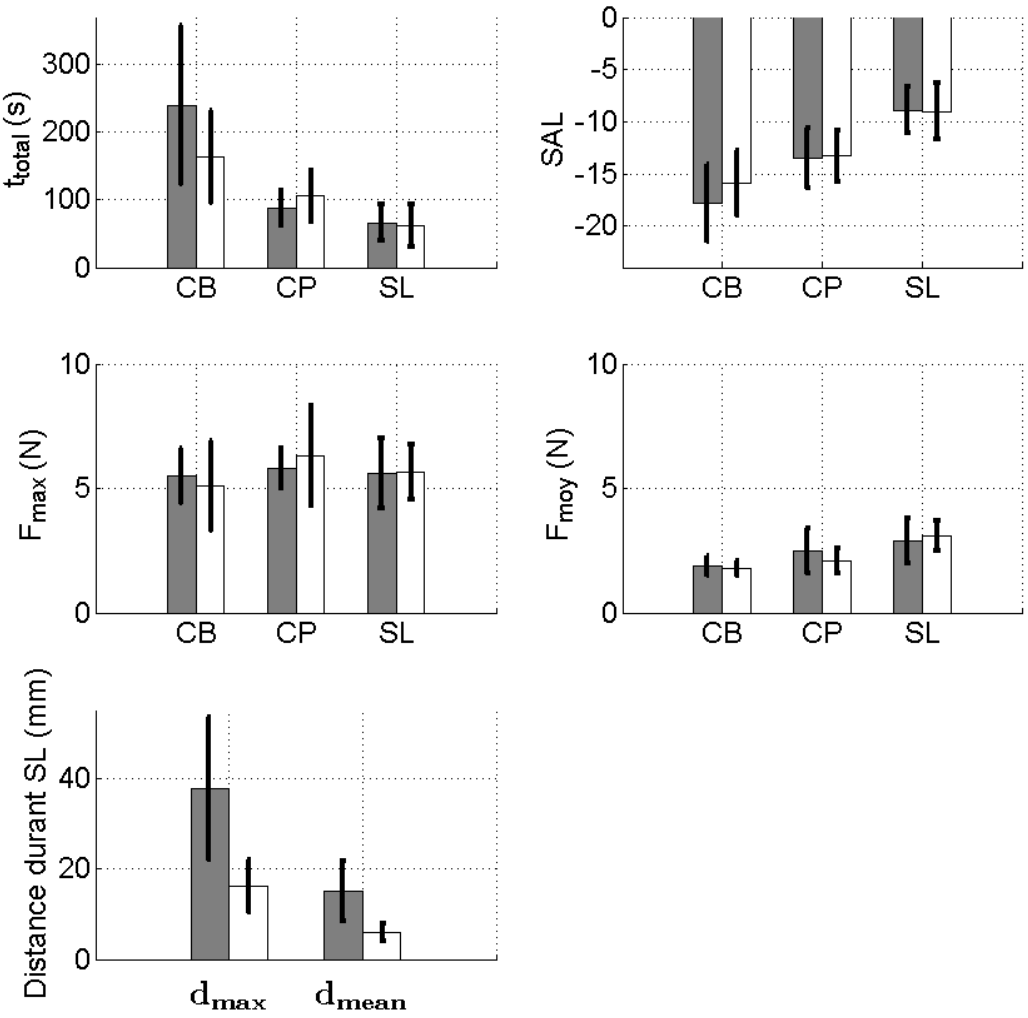


FIGURE 4.10 – Répartition des valeurs des différents indicateurs pour chacun des exercices concernés (Gris : commande *BL*. Blanc : commande *DT*. Barres noires : écart-type).

	CB	CP	SL
t_{total}	0.064	0.199	0.692
SAL	0.189	0.851	0.912
F_{max}	0.337	0.558	0.960
F_{moy}	0.818	0.243	0.639
d_{max}	X	X	0.0001
d_{moy}	X	X	0.00007

TABLEAU 4.1 – Résultats des tests de Student effectués pour évaluer la signification statistique des différences de moyenne constatées entre les deux lois de commande, sur chacun des indicateurs et pour les exercices concernés (X indique que l'indicateur considéré n'a pas de sens pour l'exercice correspondant).

statistiquement significative en fonction de la commande utilisée : les sujets suivent mieux la ligne virtuelle du bout de l'outil avec la commande *DT* qu'avec la commande *BL*.

Le tableau 4.2 présente l'exactitude des réponses données par les sujets pour les exercices de classement *CB* et *CP* : une réponse est considérée comme correcte lorsque le sujet nomme les balles/plans dans le bon ordre, elle présente une inversion simple lorsque le sujet inverse deux objets consécutifs.

	CB		CP	
	DT	BL	DT	BL
Réponses correctes	7	9	6	10
Réponses présentant une inversion simple	1	2	3	2
Autres réponses	4	1	3	0

TABLEAU 4.2 – Exactitude des réponses des sujets pour les exercices *CB* et *CP*.

On constate que les réponses des sujets sont globalement plus justes avec la commande *BL* qu'avec la commande *DT* puisque ces conditions ont permis d'arriver à une réponse correcte dans 19 et 13 cas respectivement. Cela indique que la commande *BL* a rendu la tâche de discrimination de taille et de raideur plus aisée.

Après analyse des résultats il apparait donc que la commande *BL*, qui utilise une approximation grossière et non actualisée en temps réel de l_A, est au moins aussi efficace que la commande *DT* en terme de sécurité et de confort du patient : le temps de réalisation des exercices et les niveaux d'efforts exercés sur la contrainte anatomique sont statistiquement comparables. La commande *BL* présente un retour d'effort meilleur pour les exercices de palpation tandis que la commande *DT* s'avère plus performante pour une tâche de suivi de trajectoire. La commande *BL* présente néanmoins un avantage très important du point de vue économique : elle exploite seulement 3 moteurs et non 6. Par rapport à la commande *DT*, elle permet l'utilisation d'un robot tel que notre système Apollo.

Nous avons donc montré que le concept du bras de levier pouvait être exploité dans la commande d'Apollo pour réaliser un retour d'effort à la fois efficace en terme de fonctionnalité pour le praticien et sécuritaire pour le patient, et ce grâce au paradigme de la comanipulation parallèle : la gestion de la contrainte anatomique est confiée au praticien, la commande du robot admettant une liaison cinématique idéale coïncidant grossièrement avec la contrainte anatomique. On retiendra néanmoins qu'une tâche de suivi de trajectoire n'est pas réalisable de façon aussi précise avec notre système qu'avec un robot à 6 degrés de liberté capable d'utiliser la commande *DT*. Les tâches de retour d'effort implémentées dans Apollo devront tenir compte de cette spécificité : si l'on souhaite par exemple guider l'extrémité de la sonde vers une position précise, on décrira la tâche comme un champ de force virtuel attractif vers ce point plutôt que comme un champ de force tendant à maintenir

l'extrémité de la sonde sur la trajectoire qui la mènerait au point.

4.2 Augmentation de raideur apparente basée image

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, la réalisation d'une série de biopsies prostatiques est complexe car l'urologue dispose de très peu d'informations directes sur le geste qu'il est en train de réaliser : la lecture de l'image échographique bi-dimensionnelle demande un travail cognitif important de représentation du volume prostatique et le retour tactile n'est absolument pas représentatif des efforts exercés sur la prostate. En plus de cela, [Nisky 2012] a mis en évidence l'existence d'un « fulcrum effect » ou « effet de point de passage » dans la perception de la raideur lors d'une palpation : lorsque l'on palpe un même objet à l'aide d'un outil passant par un point fixe par rapport à sa base (c'est-à-dire une liaison type linéaire-annulaire) mais en faisant soit des mouvements de palpation radiaux soit des mouvements de palpation tangentiels, la raideur perçue de l'objet n'est pas la même. Ce phénomène de disparité des raideurs perçues disparait lorsque l'outil passe par le point fixe en son milieu (pas de bras de levier) mais aussi lorsque le manipulateur est expérimenté. La sensation haptique de raideur est donc détériorée par le passage de l'outil par un point fixe, tel que l'anus du patient dans le cas de la réalisation d'une biopsie prostatique.

Pour toutes ces raisons, il serait intéressant pour le praticien qu'Apollo puisse fournir à l'urologue des informations tactiles sur le geste qu'il est en train de réaliser. Étant donné que la maitrise des efforts exercés sur la prostate à travers la paroi rectale est critique, non seulement pour le confort du patient mais aussi pour la répartition des biopsies et les opérations de recalage effectuées par l'UroStation, il semble intéressant de générer un retour d'effort augmentant la raideur apparente de la prostate, c'est-à-dire une mise à l'échelle de force ou « force scaling ».

4.2.1 Mise à l'échelle de force

La mise à l'échelle de force permet de fournir à l'utilisateur un retour d'effort correspondant aux efforts exercés sur l'environnement à un coefficient multiplicateur λ près.

Quand ce facteur d'échelle est inférieur à 1 le robot effectue une augmentation d'effort, puisque la force exercée sur l'environnement est alors plus importante que celle appliquée par l'utilisateur. Cette modalité d'assistance a été introduite dans les années 90 dans le domaine des exosquelettes [Kazerooni 1993] mais aussi celui des robots industriels [Kosuge 1993] (un robot est utilisé pour aider un opérateur à déplacer une charge importante). Des approches similaires sont suivies dans ces deux papiers, elles sont basées sur l'équation caractérisant l'équilibre d'un outil comanipulé :

$$\overrightarrow{F_r} + \overrightarrow{F_u} + \overrightarrow{F_e} = \overrightarrow{0} \tag{4.15}$$

avec $\overrightarrow{F_r}$, $\overrightarrow{F_u}$ et $\overrightarrow{F_e}$ les forces appliquées sur l'outil par le robot, l'utilisateur et l'environnement respectivement. Si l'on peut mesurer deux de ces forces, alors il est possible de contrôler le robot de telle sorte que, lorsque l'outil est à l'équilibre, $\overrightarrow{F_u} = -\lambda \overrightarrow{F_e}$. Par exemple, dans [Kazerooni 1993], deux capteurs mesurent indépendamment $\overrightarrow{F_u}$ et $\overrightarrow{F_e}$ et le signal $\overrightarrow{F_u} + \lambda \overrightarrow{F_e}$ est asservi à zéro en modulant $\overrightarrow{F_r}$. Hors de la condition d'équilibre 4.15 qui présuppose que le comportement du système est stable, l'amplification d'efforts induit des problèmes de stabilité dépendant de la dynamique des trois éléments en contact avec l'outil (c'est-à-dire l'environnement, le robot et l'humain) [Lamy 2010].

La mise à l'échelle de force permet également d'effectuer un affinement des efforts en choisissant $\lambda > 1$. Cela s'avère particulièrement intéressant dans les cas où l'on souhaite appliquer des forces très faibles sur l'environnement, ce qui implique que l'utilisateur a une perception dégradée de son interaction avec l'environnement. Un système appelé « Steady Hand » présentant ce mode de fonctionnement pour des applications en chirurgie de l'œil est présenté dans [Berkelman 2000]. Il est basé sur un micro capteur d'effort spécialement développé pour mesurer les efforts appliqués sur l'œil, un capteur commercial permettant de relever les efforts exercés par l'utilisateur sur l'outil. Un contrôleur établi la commande en combinant une boucle interne de vitesse et une boucle externe en effort.

Ce deuxième type de mise à l'échelle des efforts s'avère particulièrement intéressant dans le cadre de la chirurgie mini-invasive exploitant des incisions ou des voies naturelles, comme c'est le cas lors de biopsies prostatiques. Durant ces procédures l'extrémité de l'outil interagit avec l'organe visé par l'intervention, tandis que la longueur de l'outil est en contact avec le port d'interaction outil/patient (directement ou par l'intermédiaire d'un trocart). Ainsi, la force $\overrightarrow{F_e}$ exercée sur l'outil par l'environnement peut se décomposer en deux forces : $\overrightarrow{F_o}$ la force d'interaction avec l'organe visé et $\overrightarrow{F_p}$ la force de perturbation due à l'interaction physique entre les autres zones de l'outil et le patient. Ainsi, l'équation 4.15 devient :

$$\overrightarrow{F_r} + \overrightarrow{F_u} + \overrightarrow{F_o} + \overrightarrow{F_p} = \overrightarrow{0}. \tag{4.16}$$

Durant une opération sans assistance robotique, $\overrightarrow{F_r} = \overrightarrow{0}$ donc le chirurgien ressent la somme des efforts d'interaction avec l'organe et des effort de perturbation. Or il est possible que ces derniers soient relativement élevés, dans le cas des biopsies prostatiques où le patient peut contracter ses muscles comme dans le cas de la laparoscopie [Riviere 2003], ce qui altère la perception par le chirurgien de l'organe. Si on suppose que $\overrightarrow{F_u}$ et $\overrightarrow{F_o}$ sont mesurés, alors il est possible d'asservir $\overrightarrow{F_u} + \lambda \overrightarrow{F_o}$ à zéro. Dans ce cas, un simple correcteur proportionnel-intégral permet non seulement de mettre à l'échelle l'effort appliqué par l'utilisateur mais aussi de rejeter la perturbation $\overrightarrow{F_d}$. Ce principe de commande a été implémenté dans [Cagneau 2008] pour la chirurgie laparoscopique, un dispositif particulier décrit dans [Zemiti 2007] étant monté sur le trocart et permettant de mesurer $\overrightarrow{F_o}$.

Malheureusement, dans de nombreuses applications il est impossible de mesurer $\overrightarrow{F_o}$ car on ne peut placer un capteur d'effort à l'extrémité de l'outil pour des raisons

de miniaturisation, de stérilisation, de contexte médico-économique mais aussi de fonctionnalité de l'outil. Ainsi, dans le cas des biopsies de prostate, mesurer les efforts appliqués à l'organe au travers de la paroi rectale nécessiterait de placer un capteur d'effort à l'extrémité de la sonde échographique endorectale. Il serait alors placé juste derrière le transducteur ; avec les technologies actuellement disponibles la qualité de l'image échographique en serait forcément impactée. L'instrumentation du port d'interaction humain/outil peut lui aussi être problématique, car les capteurs actuellement disponibles sur le marché sont encombrants, lourds et peu ergonomiques. L'utilisation de capteurs d'effort classiques, que ce soit pour la mesure de $\overrightarrow{F_o}$ ou de $\overrightarrow{F_u}$, n'est donc pas envisageable dans notre application, comme dans nombre d'autres.

Pour répondre à ce problème, il a été proposé il y a quelques années d'estimer les forces à partir d'une modalité d'imagerie temps réel. Une telle solution a été mise en œuvre par [Kennedy 2003] pour réaliser une télé-opération à retour d'effort : des marques sont faites sur une membrane dont le contour est fixé sur un cadre et une caméra fixe par rapport à ce même cadre fournit une image de la membrane. Un traitement d'image permet d'obtenir les déplacements des marques ; ces informations servent d'entrée à un modèle type éléments finis qui renvoie la force d'interaction entre l'extrémité de l'outil et la membrane. Une autre manière de procéder est d'utiliser des « snakes » ou contours déformables pour extraire de l'image la forme d'un objet apparaissant dans l'image comme cela a été fait par [Kim 2007], qui utilise également une caméra et un corps déformable fixe dans le repère de base. Dans le cas des biopsies prostatiques, les déformations de la prostate peuvent être déterminées par l'analyse d'une image médicale temps réel telle que celle fournie par l'échographe.

4.2.2 Commande basée image

4.2.2.1 Approche suivie

Lors de la réalisation de biopsies prostatiques en routine clinique, un système d'imagerie est utilisé et donc déjà présent dans la salle d'examen : l'échographie 2D temps réel. Soit $\mathscr{R}_s = (E, \overrightarrow{x_s}, \overrightarrow{y_s}, \overrightarrow{z_s})$ le repère attaché à la sonde, $\overrightarrow{z_s}$ coïncidant avec l'axe de la sonde. Le repère $\mathscr{R}_{i2} = (E, \overrightarrow{x_{i2}}, \overrightarrow{y_{i2}})$ est le repère lié à l'image échographique bidimensionnelle, $\overrightarrow{y_{i2}}$ étant la verticale de l'image. Notons que par construction de la sonde, les repères $\mathscr{R}_s$ et $\mathscr{R}_{i2}$ sont rigidement liés de telle façon que $\overrightarrow{z_s} = \overrightarrow{y_{i2}}$.

L'étude présentée ici a été menée en guise de preuve de concept au tout début des travaux présentés dans cette thèse. Le but de ces travaux préliminaires est de montrer qu'il est possible de fournir à un utilisateur un retour d'effort basé image fonctionnel, sans utiliser de capteur d'effort. C'est pourquoi, bien que le système Apollo que nous avons développé par la suite présente 6 degrés de liberté, l'étude présente ne porte que sur un unique degré de liberté correspondant à la translation de la sonde le long de son axe. On cherche donc à limiter l'écrasement de la prostate dans cette direction en simulant une raideur importante de l'organe.

Selon cette direction, la dynamique de la sonde peut s'écrire :

$$F_u + F_r + F_e = F_u + F_r + F_o + F_p = M\ddot{z} \tag{4.17}$$

avec M la masse de la sonde. A l'équilibre, c'est-à-dire lorsque $\ddot{z} = 0$, on retrouve l'équation (4.16).

Le système ne pouvant pas être équipé de capteurs d'efforts, il n'est pas possible d'implémenter une mise à l'échelle d'effort classique. En revanche :

- une estimation de la déformation d de la prostate est extraite de l'image échographique pour pallier à l'impossibilité de mesurer directement F_o,
- la force F_r exercée par le robot sur l'outil est contrôlée en courant en boucle ouverte, ce qui permet d'imposer directement les couples moteur τ_m.

Le robot peut présenter des efforts de perturbations dus notamment à la friction ou à son propre poids.

La dynamique du robot s'écrit [Khalil] :

$$-J^T(q)F_r + \tau_m = H(q)\ddot{q} + B(q,\dot{q})\dot{q} + \tau_f + \tau_g(q) \quad , \tag{4.18}$$

avec q la coordonnée articulaire du robot, $J(q)$ sa matrice jacobienne, $[H(q)\ddot{q} + B(q,\dot{q})\dot{q}]$ comprenant les termes inertiels, de Coriolis et centrifuges, τ_f et $\tau_g(q)$ les couples articulaires liés aux frottements et à la gravité respectivement. Il est donc possible de définir une commande τ_m telle que F_m soit l'effort que doit générer le robot sur la sonde :

$$\tau_m = J^T(q)F_m + \hat{\tau}_g(q) \tag{4.19}$$

avec $\hat{\tau}_g(q)$ une estimation des couples articulaires liés à la gravité. Ainsi, en statique :

$$F_r = F_m + F_{pr} \tag{4.20}$$

avec $F_{pr} = J^{-T}(q)\left[\hat{\tau}_g(q) - \tau_q(q) - \tau_f\right]$ représentant les perturbations résiduelles. Les commandes en boucle ouverte de ce type sont classiquement utilisées pour les systèmes haptiques. Elles donnent des résultats satisfaisants tant que le robot présente une faible inertie et peu de frottement dans les liaisons, puisque dans ce cas F_{pr} est négligeable devant F_m donc on a finalement $F_r = F_m$.

4.2.2.2 Analyse « temps réel » de l'image échographique

Nous disposons d'un échographe 2D temps réel, qui permet d'avoir à tout instant une image correspondant à une tranche de l'anatomie du patient. On y distingue généralement la prostate et la partie inférieure de la vessie à laquelle la glande est accolée, d'autres structures anatomiques peuvent apparaitre en fonction de la configuration de la sonde dans le rectum du patient. Comme on peut le voir sur la figure 4.11, estimer la déformation de la prostate selon la direction de l'axe de la sonde revient à extraire de l'image la distance d

entre la surface de l'organe non déformé et la surface de l'organe dans l'image courante, mesurée le long de $(E, \overrightarrow{z_s}) = (E, \overrightarrow{y_i})$. Cela correspond à la distance de laquelle la sonde « pénètre » dans le volume de la prostate non déformée.

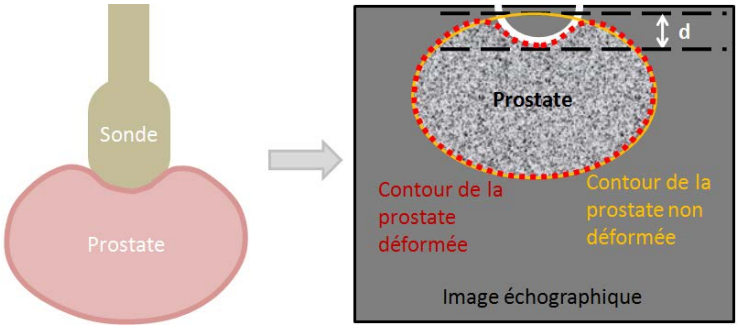


FIGURE 4.11 – Définition de d

Développer un algorithme robuste d'estimation de d à partir d'une image bidimensionnelle dépend fortement du type d'image utilisé, et donc des propriétés de l'organe observé. Dans notre cas la tâche est rendue encore plus complexe par le fait que les images échographiques ne présentent pas exactement les mêmes caractéristiques d'un patient à l'autre : la « texture » de la prostate rendue par l'échographe peut varier, l'image peut être plus ou moins bruitée selon le taux de grossissement utilisé par l'urologue pour visualiser la zone, etc. L'élaboration d'un tel algorithme représente un domaine de recherche à part entière, que nous ne souhaitons pas traiter dans cette étude. Nous développerons dans la suite un algorithme basique (adapté à nos conditions d'expérimentation, il est impossible de l'utiliser sur des images réelles), uniquement à des fins d'illustration du principe robotique qui nous intéresse ici.

L'échographie 2D est considérée comme une modalité d'imagerie « temps réel ». Cela signifie que sa période de rafraichissement est de l'ordre de la durée de la persistance rétinienne : un échographe fournit classiquement des images à une fréquence de 20 à 30 Hz. Dans un contexte robotique, la fréquence réelle d'obtention des informations tirées de l'image peut être plus faible du fait de délais liés à la récupération et au traitement des images, ce qui peut conduire à en « rater »certaines.

Dans le même temps, la valeur de d doit être actualisée à très haute fréquence pour être prise en compte dans la commande du cobot. En effet, la peau humaine permet de discerner deux évènements tactiles séparés de seulement quelques dizaines de millisecondes [Pastor 2004], ce qui correspond à une fréquence de l'ordre de 100 Hz. L'estimation de d à partir des images échographiques seules n'est donc pas envisageable, puisqu'elle induirait des à-coups dans la commande sensibles pour l'urologue comme pour le patient. On estime généralement que le rafraichissement de la commande d'un comanipulateur doit se faire à une fréquence minimale de 1000 Hz pour que l'humain ne ressente pas d'à-coup mais aussi pour que le système puisse être stable.

4.2.2.3 Gestion des différentes échelles de temps dans la commande

Entre deux mesures de d dans l'image, une estimation $\hat{d}$ de cette grandeur est calculée de la façon suivante :

$$\hat{d}(t) = d(t_0) + \delta z(t) \tag{4.21}$$

avec t_0 la date de la dernière mesure de d et $\delta z(t)$ le déplacement de E selon $\overrightarrow{z_s}$ entre t_0 et t, qui peut être obtenu directement grâce au capteur monté sur l'axe moteur du robot et à la connaissance de son modèle géométrique direct.

Cette estimation est utilisée pour calculer la force F_m commandée au moteur. Comme on peut le voir sur la figure 4.12, on utilise un contrôleur très simple :

$$F_m = -k\hat{d} \ , \tag{4.22}$$

avec k un gain positif correspondant à la raideur simulée de la prostate. L'utilisation d'un simple gain k ne constitue évidemment pas un modèle correct de comportement de la prostate. Il s'agit simplement de simuler un comportement élastique de la prostate que le chirurgien manipulant la sonde sera capable d'interpréter instinctivement. Il serait évidemment possible d'utiliser au lieu d'un simple gain une fonction de transfert correspondant à un modèle plus réaliste de la prostate (multiplié par un gain supérieur à 1) pour obtenir une mise à l'échelle parfaite des efforts. Des travaux sont actuellement en cours au sein du laboratoire TIMC à Grenoble, dans le cadre du projet PROSBOT, pour établir un modèle du comportement biomécanique de la prostate. Celui-ci pourra être exploité par la suite si l'on est capable d'extraire les informations nécessaires de l'image échographique bidimensionnelle, ce qui permettra d'évaluer l'importance du réalisme biomécanique dans une fonction d'assistance telle que celle développée ici.

Si l'on considère le contrôleur 4.22 que nous venons de présenter, alors la condition d'équilibre devient :

$$F_u = k\hat{d} - F_{pr} - F_p - F_o. \tag{4.23}$$

Contrairement à la stratégie d'amplification d'effort présentée dans [Zemiti 2007], ni la force de perturbation F_d liée au point d'entrée de l'outil dans le patient ni la force de perturbation résiduelle F_{pr} due aux frottements et aux imprécisions dans la compensation de gravité du robot ne sont annulées par le contrôleur. Cela vient du fait que nous n'utilisons pas de capteur d'effort. Si on voulait annuler les efforts de perturbation, il faudrait par exemple mesurer F_u au niveau de la prise en main de l'outil par l'utilisateur puis asservir le signal $\left(F_u - k\hat{d}\right)$ à zéro. Mais, comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, une telle mesure serait coûteuse et complexe alors qu'elle ne présente pas un bénéfice a priori évident.

En effet, si la raideur k est suffisamment importante, les forces générées pour une déformation donnée de la prostate seront ressenties par le chirurgien, même pour une faible déformation ou en présence de forces de perturbations importantes. Rappelons que notre but ici n'est pas de reproduire fidèlement le comportement biomécanique de la

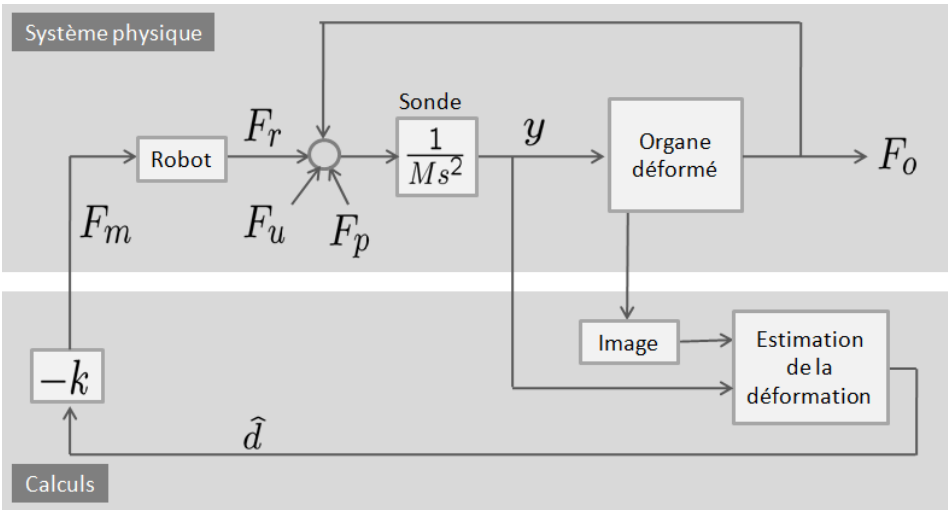


FIGURE 4.12 – Contrôleur développé.

prostate avec un facteur d'échelle, mais bien d'améliorer la perception du chirurgien en lui apportant des informations haptiques dont la prise en compte est intuitive. C'est pourquoi le lien entre $\hat{d}$ et F_o n'a pas besoin d'être réaliste du point de vue biomécanique.

Supposons que la prostate peut être modélisée par une raideur pure k_o dans le cas de petites déformations :

$$F_o(d) = -k_o d. \tag{4.24}$$

Dans ce cas, la raideur apparente de la prostate pour l'utilisateur (définie comme le rapport entre force et déplacement) est :

$$k_u = k_o + k \ . \tag{4.25}$$

4.2.3 Validation expérimentale

Nous avons voulu vérifier si un contrôleur réalisant un retour d'effort basé image tel que celui présenté ci-dessus permet effectivement une amélioration du geste médical : l'utilisateur parvient-il plus aisément à détecter et qualifier le contact entre la sonde échographique et la prostate avec l'aide du robot ?

4.2.3.1 Dispositif expérimental

Un comanipulateur à un seul degré de liberté, présenté en figure 4.13, a été développé. Ce cobot permet uniquement la translation de la sonde échographique le long de son axe sur une course de l'ordre de 10 *cm*. Un ballon de baudruche rempli d'eau et placé au fond d'un bac d'eau tient le rôle de la prostate. Afin d'obtenir une image échographique exploitable, c'est-à-dire d'éviter au maximum les artefacts, l'extrémité de la sonde doit être plongée dans l'eau le plus loin possible des parois. La conception du cobot tient compte de cette condition : sa structure en PVC se fixe sur les bords du bac d'eau et

assure que seule l'extrémité de la sonde puisse entrer en contact avec l'eau. Les éléments sensibles en sont ainsi protégés.

Le moteur utilisé est un Parvex RX120L, un moteur à courant continu offrant un couple maximal de $0,285\ Nm$ et contrôlé en courant par un servo-amplificateur. Un système poulie-courroie transforme la rotation en un mouvement linéaire, permettant au robot d'exercer un effort maximal de $29\ N$ sur la sonde. Celle-ci est fixée sur un chariot guidé par deux barres d'acier. Le moteur est équipé d'un codeur, ce qui nous permet de mesurer la position de la sonde avec une résolution inférieure au centième de millimètre.

Ce prototype basique présente des frottements importants (de l'ordre de $5\ N$). Il n'est donc pas nécessaire d'ajouter sur le banc expérimental un système simulant le point d'insertion de la sonde dans le patient et les efforts générés à ce niveau. En effet, comme on peut le voir dans l'équation 4.23, la force de perturbation liée au robot et celle liée au point d'insertion jouent un rôle identique et apparaissent sommées dans l'architecture de commande présentée en figure 4.12.

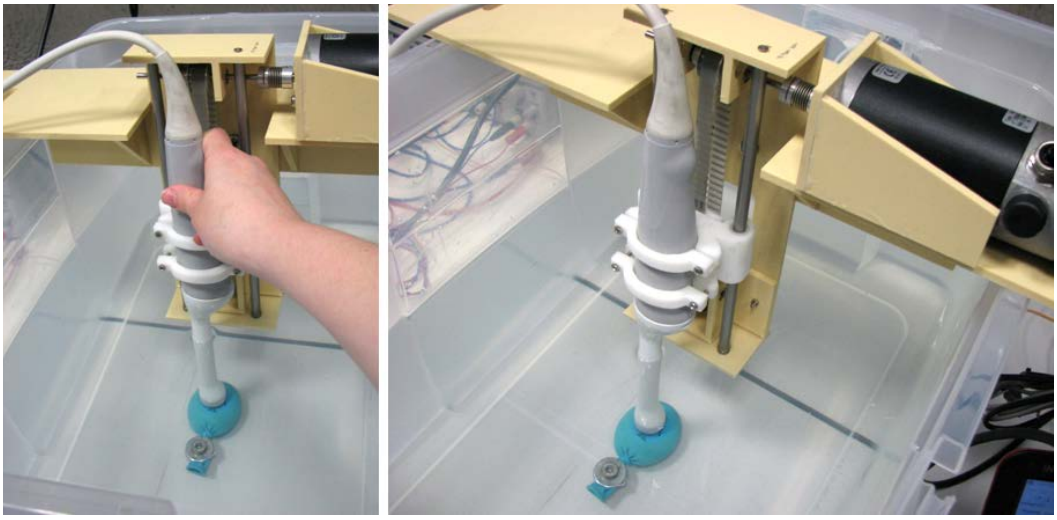


FIGURE 4.13 – Dispositif expérimental.

Afin d'implémenter l'algorithme de contrôle du cobot et le traitement d'image, un contrôleur spécifique que l'on peut voir sur la figure 4.14 a été développé. L'image est obtenue grâce à un échographe Sonix SP (version recherche) de Ultrasonix puis est récupérée à l'aide d'un convertisseur vidéo vers USB de ImagingSource branché sur la sortie Svidéo N& B de l'échographe. Un premier ordinateur (l'ordinateur 1 sur la figure 4.14) récupère le flux vidéo USB, applique l'algorithme de traitement d'image sur toute nouvelle image puis envoie la valeur de la déformation estimée du ballon via éthernet à un second ordinateur (l'ordinateur 2 sur la figure 4.14). C'est sur ce dernier que tourne la loi de commande donnée par les équations 4.19, 4.21 et 4.22 à une fréquence de $1\ kHz$. Il est équipé des ports nécessaires pour dialoguer avec la carte de contrôle du moteur et

tourne sur un noyau linux temps réel (RTAI, Real Time Application Interface).

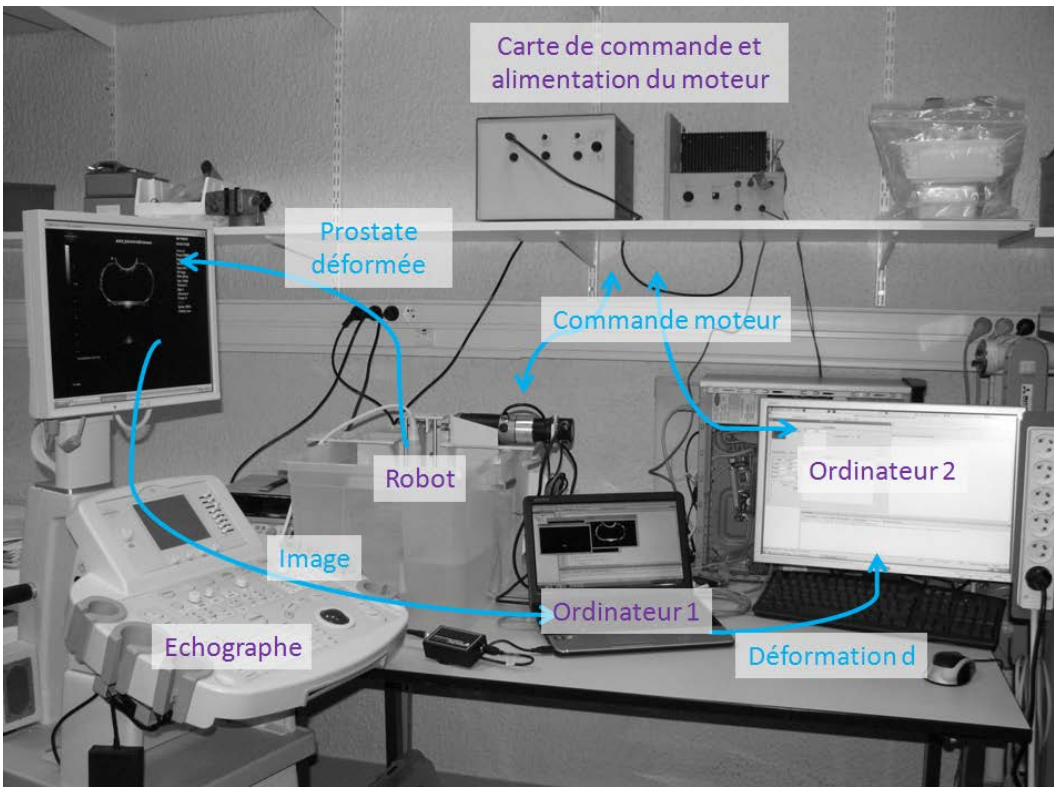


FIGURE 4.14 – Architecture permettant le traitement d'image et le contrôle du cobot.

4.2.3.2 Traitement de l'image échographique

Bien que le développement d'un algorithme rapide et robuste permettant d'estimer la déformation de la prostate à partir de l'image échographique ne soit pas notre centre d'intérêt, il était nécessaire pour pouvoir effectuer une validation expérimentale d'implémenter un algorithme, même basique. Dans le dispositif proposé, la prostate est remplacé par un ballon de baudruche rempli d'eau et immergé dans de l'eau. Comme on peut le voir sur la figure 4.15, on obtient grâce à cela une image échographique très contrastée qui permet d'utiliser des techniques classiques de traitement d'images, techniques qui ne pourraient pas être utilisées pour traiter des images cliniques.

L'image récupérée est tout d'abord recadrée afin de gagner en temps de traitement par la suite : l'image récupérée correspond à l'affichage présent sur l'écran de l'échographe et seule l'image échographique proprement dite est conservée. Un seuillage est utilisé pour bien faire ressortir le contour. Enfin, des opérateurs morphologiques conventionnels (ouverture et fermeture) permettent d'arriver à une image dans laquelle le contour du ballon apparait en blanc sur un fond noir. Un réglage empirique de la valeur de seuillage et du nombre d'opérateurs morphologiques utilisés permet d'éliminer les artefacts et d'obtenir



FIGURE 4.15 – Image échographique non traitée d'un ballon de baudruche rempli d'eau et immergé dans un bac d'eau.

un contour quasiment continu, tel que celui présenté sur la figure 4.16.

A partir de l'image ainsi obtenue, la déformation d peut être calculée. En réalité, on mesure simplement la hauteur h de la prostate déformée à l'aplomb de la sonde, c'est-à-dire selon la direction $(E, \overrightarrow{y_i})$, puis on calcule d comme :

$$d = \frac{h_0 - h}{h_0} \quad , \tag{4.26}$$

où h_0 est la hauteur de la prostate lorsqu'aucune force ne lui est appliquée, que l'on relève en tout début d'expérience. Afin d'extraire de l'image la hauteur du ballon, un point est placé au centre de l'image puis déplacé selon $\overrightarrow{y_i}$ jusqu'à rencontrer un pixel blanc, et ce dans les deux directions. On obtient ainsi un segment entre deux pixels blancs dont la longueur correspond à la hauteur de la prostate déformée, voir figure 4.16.

Nous avons pu constater lors de tests préliminaires que le ballon s'abîme et se détend très rapidement, car il subit des efforts importants tout en étant immergé dans de l'eau. Il est donc nécessaire d'utiliser un nouveau ballon pour chaque sujet. Or on souhaite pouvoir comparer les performances des différents sujets, c'est pourquoi il a été décidé de définir d comme la déformation relative du ballon donnée par l'équation 4.26 plutôt que comme la déformation absolue définie sur la figure 4.11. Cela n'impacte en rien la loi de contrôle présentée précédemment, pourvu que k soit redéfini en conséquence.

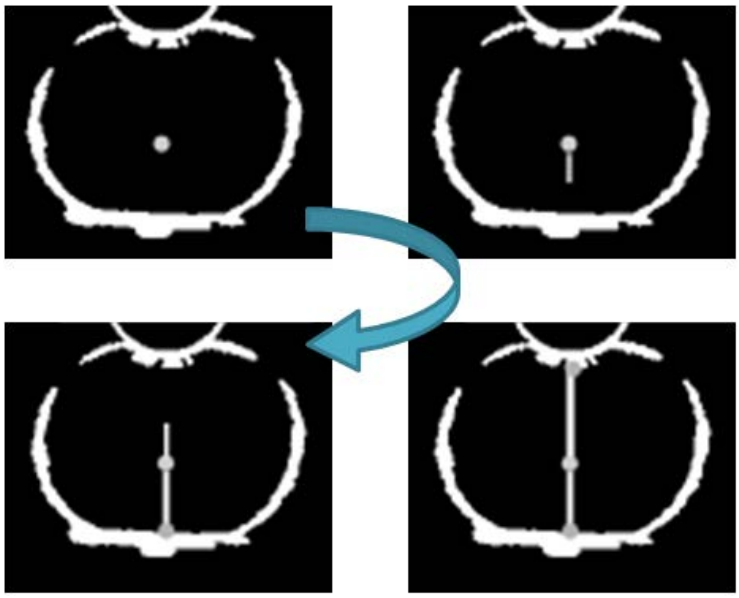


FIGURE 4.16 – Évolution de l'algorithme permettant d'extraire la hauteur h du ballon de l'image.

4.2.3.3 Protocole expérimental

Cinq sujets naïfs ont été enrôlés pour cette expérience. Afin qu'ils restent concentrés sur leurs sensations haptiques, il leur a été demandé de garder les yeux fermés.

Chaque sujet a comanipulé le cobot sous cinq conditions différentes :
- A : $F_m = 0$
- B : commande 4.22, avec $k = k_0$ défini empiriquement pour obtenir un effort sensible sur la main de l'utilisateur, l'estimation de la déformation n'étant **pas** interpolée à l'aide de la position du robot entre deux mesures tirées de l'image ;
- C : commande 4.22, avec $k = 2k_0$, l'estimation de la déformation n'étant **pas** interpolée à l'aide de la position du robot entre deux mesures tirées de l'image ;
- D : comme B ($k = k_0$), mais en utilisant le codeur du robot pour interpoler l'estimation de la déformation entre deux mesures tirées de l'image ;
- E : comme C ($k = 2k_0$), mais en utilisant le codeur du robot pour interpoler l'estimation de la déformation entre deux mesures tirées de l'image.

Chaque sujet à réalisé deux exercices, quatre fois chacun pour chacune des conditions. Les deux tâches sont les suivantes :
- exercice de toucher fin : le sujet manipule la sonde autant qu'il le souhaite, puis s'arrête lorsqu'il pense avoir positionné la sonde de manière à ce que son extrémité soit tout juste au contact du ballon (idéalement un contact avec déformation nulle) ;
- exercice de toucher fort : le sujet doit exercer sur le ballon une force de son choix, mais il lui est demandé de garder le même niveau d'effort lors de chaque nouvel essai

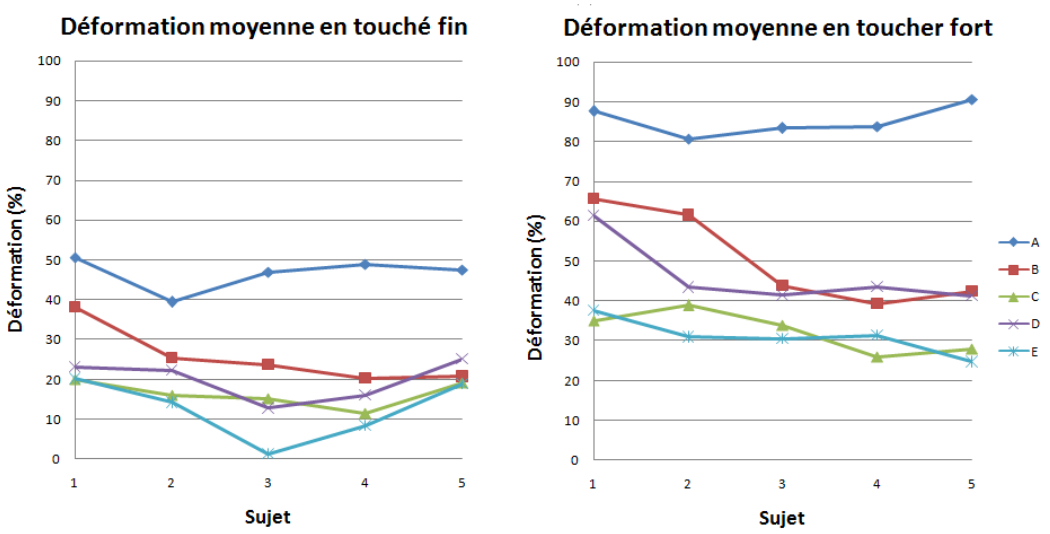


FIGURE 4.17 – Déformation du ballon (moyennée sur quatre essais) obtenue pour chaque sujet et chaque commande. À gauche : exercice de touché fin. À droite : exercice de touché fort.

et (il a été vérifié a posteriori que les valeurs d'effort obtenues pour une condition donnée sont effectivement proches).

4.2.3.4 Résultats obtenus

Les résultats que nous avons obtenus sont résumés sur la figure 4.17. Ces graphes présentent la déformation du ballon obtenue par chaque sujet, pour chaque commande et chaque exercice, moyennée sur les quatre essais correspondant.

On constate tout d'abord que, quelle que soit la commande considérée (avec ou sans interpolation dans l'estimation de d, gain k_0 ou $2k_0$), les sensations tactiles de l'utilisateur sont améliorées grâce à l'utilisation du robot, ce qui se ressent sur la qualité du geste : le ballon est moins déformé à sensation haptique identique, l'utilisateur bénéficie donc d'un toucher de meilleure qualité. Dans le cas de l'exercice de touché fin, le ballon est 15 à 43% moins déformé que quand le cobot est inactif (commande A). Dans le cas de l'exercice de touché fort, la réduction va de 30 à 52%.

Il apparait également que doubler la raideur simulée du ballon, c'est-à-dire doubler la valeur du gain k utilisé dans la commande, induit une réduction de la déformation du ballon de 23 à 46%, ce qui est intuitivement cohérent.

En revanche, les résultats ne montrent pas d'intérêt notable à utiliser le codeur du cobot pour interpoler la valeur de d entre deux mesures consécutives issues de l'image en suivant l'équation 4.21, bien que la fréquence d'acquisition effective de l'information tirée de l'image soit très faible (inférieure à 10 Hz). Une possible explication est que les

frottements importants générés par le guidage du chariot supportant la sonde stabilisent le système en dépit de cette basse fréquence d'échantillonnage. Dans une situation réelle de biopsie de prostate, les efforts d'interaction entre l'anus et le rectum du patient d'une part et la sonde échographique d'autre part devraient également avoir un effet stabilisateur.

Durant les expériences, il a été demandé aux sujets de garder les yeux fermés. Ils n'avaient donc pas de source d'information pour estimer la déformation du ballon autre que leur sens du toucher et leur proprioception. De ce fait, les sujets n'ont pas été perturbés par le décalage temporel existant entre l'affichage de l'image sur l'écran de l'échographe et l'application de l'effort correspondant à cette image, ce délai étant dû aux temps de récupération et de traitement de l'image. Pour une manipulation de la sonde exploitant la multi-modalité sensorielle (touché, proprioception et vision), ce délai devient perturbant. Si l'on souhaite mener des expériences plus proches des conditions cliniques, il faudra donc développer un système informatique et un algorithme de traitement d'images plus rapides.

Les sujets ont tous trouvés « plus agréables » les commandes utilisant l'interpolation de d. Une première explication possible est que, en dehors des rafraichissements de d dus à l'arrivée d'une nouvelle image, la variation instantanée de d donc de la force générée par le robot et ressentie par l'utilisateur est cohérente avec ce qu'imagine ce dernier : lorsqu'il enfonce la sonde dans le ballon, la force générée par le robot augmente au lieu de rester stable, comme c'est le cas lorsque la valeur de d n'est pas interpolée entre deux mesures. En plus de cela, on note que l'interpolation permet de limiter les à-coups. En effet, quand l'estimation de d n'est pas interpolée entre deux mesures faites dans l'image, les rafraichissements de d sont sensibles pour l'utilisateur puisqu'ils génèrent des à-coups dans la force exercée par le cobot sur la sonde. Des à-coups apparaissent aussi dans le cas où l'interpolation est utilisée, du fait notamment du délai induit par le traitement d'image et de la souplesse du robot, mais ceux-ci sont plus légers. Les à-coup pourraient être lissés en combinant trois éléments : réduction du délai induit par le traitement d'image, utilisation d'un robot plus rigide et ajout d'un filtrage. Ce dernier élément demandera une attention particulière, puisque l'ajout d'un délai supplémentaire dans le système pourrait s'avérer dommageable à la fois pour le ressenti de l'utilisateur et pour la stabilité du système dans sa globalité.

Nous avons donc montré qu'un cobot fournissant à l'utilisateur un retour d'effort basé image pouvait grandement améliorer les sensations tactiles de ce dernier, et ce malgré les nombreuses faiblesses du dispositif expérimental employé (robot basique souple et présentant des frottements importants, traitement d'image très lent ne permettant pas d'exploiter au maximum la fréquence d'acquisition de l'échographe, gestion simultanée de trois ordinateurs communiquant entre eux).

Il serait maintenant intéressant de reprendre cette expérience sur le système Apollo qui a été développé depuis : en combinant la logique de commande présentée en section 4.1 et le retour d'effort présenté à la section 4.2 étendu à deux dimensions, il est possible de

générer avec Apollo un retour d'effort respectueux de la contrainte anatomique donnant à l'urologue une image haptique directe des efforts exercés sur la prostate dans le plan échographique. Il serait également intéressant de développer une nouvelle modalité d'imagerie, l'échographie 3D rapide, qui consisterait en une dégradation de l'échographie tridimensionnelle classique : l'image serait constituée d'un plus faible nombre de plans échographiques qu'une image tridimensionnelle standard, ce qui accélèrerait le processus et permettrait d'obtenir des informations « temps réel » (bien que de qualité moindre) sur la géométrie 3D de la prostate. Une augmentation de la raideur apparente de la glande dans toutes les directions pourrait alors être fournie par Apollo.

4.3 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons montré que, grâce au paradigme de la comanipulation, une robot muni de 3 degrés de liberté motorisés est capable de fournir une assistance à un utilisateur sous forme de retour haptique tout en respectant une contrainte anatomique telle que le passage de l'instrument comanipulé par un trocart ou une voie naturelle. Nous avons ensuite montré sur un prototype préliminaire basique que la commande réalisant une fonction d'assistance par retour d'effort peut être élaborée à partir d'une image, bien que celle-ci ait une fréquence de rafraichissement bien inférieure à celle de la commande du robot.

En combinant ces éléments, il est normalement possible de réaliser dans des conditions satisfaisantes de sécurité toute fonction d'assistance à la réalisation de biopsies prostatiques, pourvu que cette fonction soit exprimée comme un effort virtuel appliqué en un point lié à la sonde et utilise des données tirées de l'image échographique et/ou des capteurs du robot. Ainsi, des guides virtuels devraient pouvoir assister l'urologue dans la réalisation de biopsies en limitant les bougés et les déformations de la prostate.

Pour autant, Apollo peut aussi être commandé de façon classique, c'est-à-dire dans un mode automatique. Nous verrons dans le chapitre suivant un exemple d'une telle fonction permettant d'améliorer le pointage d'une cible sans intervention physique de l'urologue.

Chapitre 5

Ajustement automatique lors d'une tâche de pointage

Sommaire

5.1 Réalisation d'un ajustement de visée 109
5.2 Déplacements fins automatiques unitaires 111
5.2.1 Définition de la matrice d'interaction 111
5.2.2 Protocole d'identification de la matrice d'interaction 112
5.2.3 Déplacements automatiques, freins serrés 113
5.2.4 Déplacements automatiques freins déserrés 116
5.3 Asservissement sur l'image de déplacements fins 118
5.3.1 Processus de bouclage 118
5.3.2 Expérience mise en place 119
5.4 Conclusion 124

Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'il était possible avec notre système de fournir une assistance au geste par la comanipulation. Néanmoins, Apollo peut tout à fait être commandé de façon « classique », dans un mode automatique, pour effectuer des tâches sans intervention physique humaine. Cette capacité pourrait s'avérer intéressante dans le cadre de l'assistance à la biopsie de prostate, plus précisément lorsque l'urologue cherche à biopsier une zone définie dans la prostate.

5.1 Réalisation d'un ajustement de visée

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, au cours d'un même examen les biopsies prostatiques se répartissent entre deux catégories :

– les biopsies dites systématiques, réparties selon un schéma en sextant et visant à échantillonner équitablement les différentes zones de la glande ;

– les biopsies dites ciblées, localisées dans une zone suspecte identifiée sur l'image IRM ou lors d'une séance de biopsies antérieure.

Dans les deux cas, la précision de positionnement des biopsies est critique : les biopsies systématiques doivent être équitablement réparties dans le volume prostatique pour maximiser les chances de détecter une hypothétique tumeur dont la localisation est encore inconnue, tandis que les biopsies ciblées doivent atteindre la zone prévue pour apporter des informations exactes à l'urologue qui cherche à poser un diagnostic. Il est ainsi possible de définir un jeu de cibles identifiées par leur position dans la prostate. Leurs coordonnées peuvent être obtenues dans un repère lié à la prostate en début d'examen, soit en suivant une loi de répartition géométrique dans le volume prostatique pour les biopsies systématiques, soit par segmentation ou pointage par l'urologue de zones suspectes dans l'IRM puis fusion des images IRM et échographique pour les biopsies ciblées.

L'UroStation, grâce à un algorithme de recalage des images échographiques tridimensionnelles, permettra ensuite d'accéder aux coordonnées des cibles dans le repère lié à l'image peropératoire, pour autant que la sonde échographique transrectale soit correctement maintenue en position par rapport à la prostate. Les cibles étant représentées en surimpression sur les images échographiques l'urologue peut chercher à les atteindre, soit en manipulant la sonde dans le mode libre présenté au chapitre 3, soit en exploitant un mode de comanipulation dans lequel le retour d'effort fourni par le robot l'assiste comme cela a été évoqué au chapitre 4. Une fois satisfait de la position de la sonde, l'urologue enclenche le mode verrouillé.

Nous avons montré dans le chapitre 3 que le maintien en position de la sonde par rapport à la base du robot se fait avec une précision satisfaisante (largement inférieure au millimètre). Après verrouillage de la position de la sonde, l'urologue utilise l'UroStation ou tout autre système de navigation pour visualiser la ligne de visée de l'aiguille à biopsie. Il est alors possible que cette configuration ne soit pas satisfaisante et que le chirurgien souhaite déplacer très légèrement la sonde, de quelques millimètres. Dans ce cas, Apollo étant toujours en mode verrouillé et compensant les efforts exercés par l'environnement sur la sonde, l'urologue saisit la poignée de cette dernière puis commande le déverrouillage du cobot. À cet instant, Apollo arrête de compenser les efforts liés à l'interaction entre la sonde et le patient. Or le chirurgien ne peut pas compenser instantanément ces efforts de façon parfaite. Il en résulte un mouvement non négligeable de la sonde, celle-ci quittant la configuration précédemment identifiée grâce à l'acquisition 3D. Ainsi l'urologue perd la position de la sonde par rapport à laquelle il avait repéré le déplacement fin à effectuer ; il doit donc procéder à un nouveau positionnement sans avoir plus d'informations que lors de son premier essai.

Dans ce contexte, il est possible d'utiliser Apollo dans un mode de fonctionnement automatique pour permettre une correction fine du positionnement de la sonde. Le processus proposé est le suivant :

1. l'urologue positionne manuellement la sonde (soit en mode libre soit en étant assisté

par Apollo via un retour d'effort) puis enclenche le mode verrouillé,

2. le déplacement de la ligne de visée de l'aiguille qui est nécessaire est identifiée grâce à une acquisition 3D,
3. le robot génère ce mouvement fin.

Ainsi, les déplacements parasites de la sonde liés au déverrouillage d'Apollo n'apparaissent plus.

Nous cherchons donc à générer des déplacements fins automatiques de la sonde par le robot afin de faire passer la ligne de visée de l'aiguille par une cible définie dans un repère lié à la prostate.

5.2 Déplacements fins automatiques unitaires

Pour pouvoir se diriger vers une cible définie dans l'image il est nécessaire de valider l'existence d'une correspondance entre les mouvements de la sonde générés par le robot et les mouvements de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie dans un repère lié à la prostate qui en résultent, c'est-à-dire d'identifier la matrice d'interaction du système. Puisque la tâche considérée consiste en la co-localisation d'une droite et d'un point, elle ne comporte que deux degrés de liberté. Nous travaillerons ainsi uniquement sur des déplacements perpendiculaires à l'axe principal de la sonde $(P, \overrightarrow{z_s})$, qui est parallèle à l'axe de visée de l'aiguille à biopsies.

5.2.1 Définition de la matrice d'interaction

Au moment où le mode verrouillage est activé par l'urologue, le repère image de référence $\mathscr{R}_{i0} = (E_p, \overrightarrow{x_{i0}}, \overrightarrow{y_{i0}}, \overrightarrow{z_{i0}})$ est défini, avec E_p la position occupée par l'extrémité E de la sonde par rapport à la prostate. Comme on peut le voir sur la figure 5.1, au moment du blocage ce repère est confondu avec le repère image $\mathscr{R}_{is} = (E, \overrightarrow{x_{is}}, \overrightarrow{y_{is}}, \overrightarrow{z_{is}})$ lié à la sonde, dont les axes sont tels que $\overrightarrow{x_{is}} = -\overrightarrow{y_s}$, $\overrightarrow{y_{is}} = -\overrightarrow{z_s}$ et $\overrightarrow{z_{is}} = \overrightarrow{x_s}$. Par la suite ces deux repères peuvent bouger l'un par rapport à l'autre avec les déplacements de la prostate ainsi que ceux de la sonde par rapport à la base du robot.

Afin de mieux visualiser les déplacements de la ligne de visée de l'aiguille dans la prostate, nous allons nous intéresser aux déplacements du point T qui est défini comme appartenant à l'axe de visée de l'aiguille à biopsie et situé $3\,cm$ en avant de l'extrémité de la sonde. Lors d'une ponction, ce point est situé au cœur de la carotte de tissu finalement prélevée.

La matrice d'interaction de notre système est la matrice liant le phénomène physique contrôlé et le phénomène observé dans l'image, c'est-à-dire la matrice I telle que

$$\mathbf{d_{T0}} \simeq I.\mathbf{d_{Ps}} \tag{5.1}$$

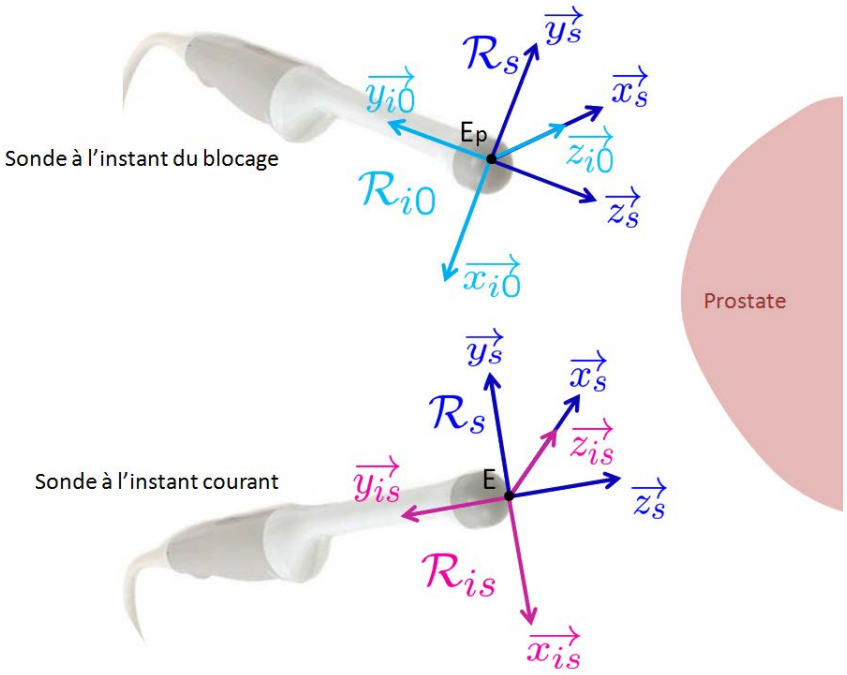


FIGURE 5.1 – Repères $\mathscr{R}_s$, $\mathscr{R}_{is}$ et $\mathscr{R}_{i0}$, ici représentés par rapport à la prostate choisie comme corps de référence

avec $\mathbf{d_{T0}}$ les composantes du déplacement du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ selon les directions $\overrightarrow{x_{i0}}$ et $\overrightarrow{z_{i0}}$, et $\mathbf{d_{Ps}}$ les composantes du déplacement du centre du poignet P dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ selon les directions $\overrightarrow{x_{is}}$ et $\overrightarrow{z_{is}}$.

5.2.2 Protocole d'identification de la matrice d'interaction

Afin d'identifier la matrice d'interaction, il faut commander des déplacements du point P et observer les déplacements de la ligne de visée de l'aiguille qui en découlent dans un repère lié à la prostate donc à l'image de référence prise au moment du blocage. Il faut donc dans un premier temps élaborer une commande d'Apollo qui permette de contrôler les déplacements du centre P du poignet.

5.2.2.1 Commande d'Apollo

Comme nous l'avons expliqué au chapitre 2, Apollo est commandé en impédance : ce sont les couples moteurs que l'on impose en fonction des positions mesurées. Ainsi, il est impossible de commander directement la position de la sonde proprement dite. Nous avons donc utilisé la structure de la commande du mode verrouillage pour générer des mouvements automatiques de la sonde par le robot : lorsque l'on souhaite effectuer un déplacement $\overrightarrow{d}$ du point P, alors on modifie la référence du mode de verrouillage de la

façon suivante

$$\overrightarrow{x_{Pref0}} = \overrightarrow{x_{Pref0-v}} + \overrightarrow{d} \tag{5.2}$$

avec $\overrightarrow{x_{Pref0-v}}$ la valeur de $\overrightarrow{x_{Pref0}}$ lors du verrouillage. Ainsi l'utilisation de la commande VA, dont le schéma de commande a été présenté en figure 3.12, ou de la commande VB, dont le schéma de commande a été présenté en figure 3.14, va bien permettre au point P de se stabiliser au bout de quelques secondes après s'être déplacé de $\overrightarrow{d}$.

Des tests préliminaires ont montré qu'à l'instant t_d où le déplacement est demandé, c'est-à-dire au moment où $\overrightarrow{x_{Pref0}}$ est modifié, un à-coup important apparait : les frottements résiduels dans le mécanismes ne suffisent pas à filtrer l'échelon de commande. Nous avons donc effectué une interpolation temporelle du déplacement demandé sur une durée t_l

$$\overrightarrow{x_{Pref0}}(t) = \overrightarrow{x_{Pref0-v}} + \alpha(t)\,\overrightarrow{d} \tag{5.3}$$

avec

$$\alpha(t) = \left\{ \begin{array}{c} 0 \;\; pour \;\; t < t_d \\ \frac{t-t_d}{t_l} \;\; pour \;\; t \in [t_d, t_d + t_l] \\ 1 \;\; pour \;\; t > t_l \end{array} \right\} \tag{5.4}$$

La commande est alors une rampe et on constate qu'il n'y a plus d'à-coup sensible. Pour nos expériences, nous avons choisi $t_l = 0,5\,s$.

5.2.2.2 Réalisation de déplacements unitaires

Nous avons demandé à un urologue de placer l'extrémité de la sonde échographique endorectale dans un fantôme de prostate, en position médiane (l'axe du guide-aiguille pointant vers le centre de l'objet figurant la prostate). A partir de cette position moyenne, nous avons effectué plusieurs déplacement automatiques du centre du poignet P dans le repère $\mathscr{R}_i s$ selon les directions $+\overrightarrow{x_{is}}$, $-\overrightarrow{x_{is}}$, $+\overrightarrow{z_{is}}$ et $-\overrightarrow{z_{is}}$ successivement. Le point P décrit donc un motif de croix comme on peut le voir sur la figure 5.2.

Pour chaque déplacement commandé, une image échographique tridimensionnelle est acquise une fois que la position du point P dans le repère $\mathscr{R}_b$ lié à la base du robot est stable. L'UroStation est utilisée pour évaluer les déplacements du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ lié à l'image de référence.

5.2.3 Déplacements automatiques, freins serrés

Au moment où l'on souhaite effectuer un déplacement automatique, le robot est en mode verrouillé donc contrôlé par la loi de commande VC dont le schéma est présenté sur la figure 3.18, les freins sont serrés. Le plus simple est donc de basculer en mode VB pour réaliser les déplacements du point P, puisque dans ce mode le poignet est également

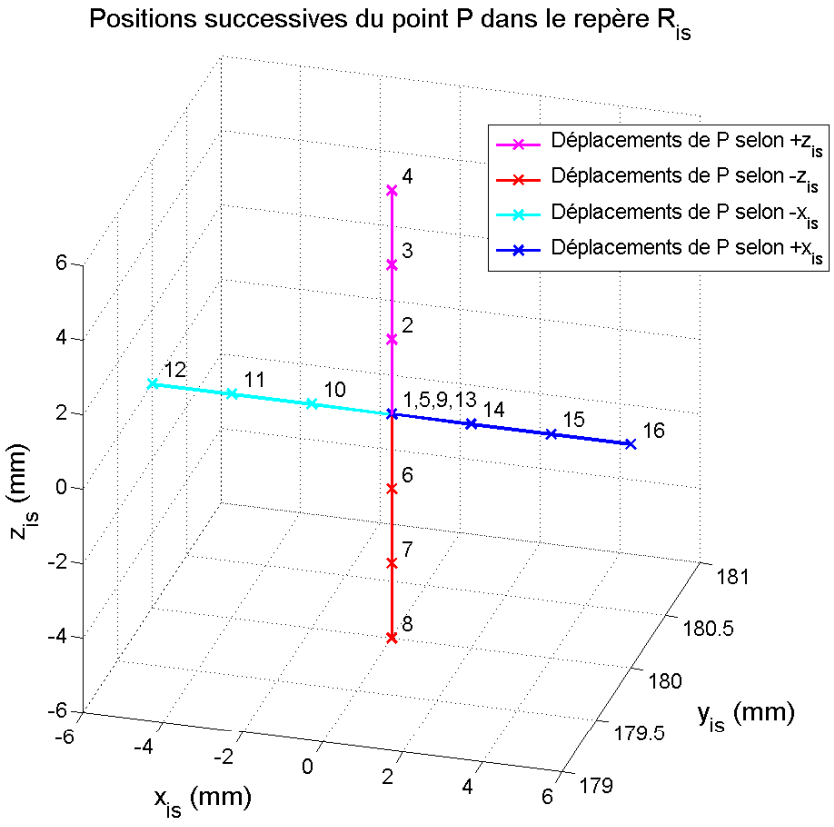


FIGURE 5.2 – Exemple de déplacements commandés au point *P* pour identifier la matrice d'interaction.

bloqué et c'est la position du point P qui est maîtrisée.

Pour identifier la matrice d'interaction nous avons suivi le protocole présenté dans la section 5.2.2 et réalisé des mouvements automatiques de P par pas d'une amplitude de $2\,mm$ avec la loi de commande VB. Les déplacements du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ mesurés par l'UroStation sont présentés en figure 5.3.

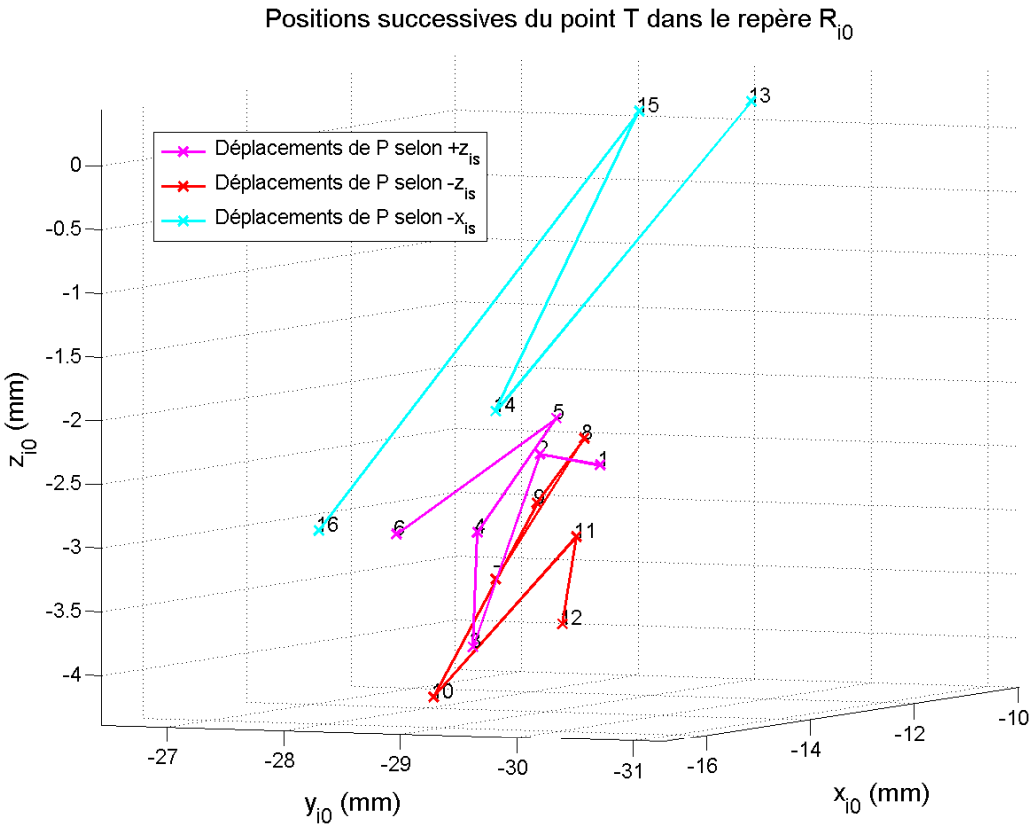


FIGURE 5.3 – Positions successives du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ correspondant à des déplacements du point P commandés dans le repère $\mathscr{R}_{is}$, les freins du poignet étant bloqués.

Comme on peut le voir sur la figure 5.3, les positions successives du point T dans un repère lié à la prostate n'ont pas de sens du point de vue géométrique : l'ensemble des positions de T correspondant à l'exploration d'une direction par le point P ne semble pas se déplacer selon une direction particulière, même grossièrement. Il ne semble donc pas possible d'établir une corrélation entre les déplacements du point P commandés dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ et ceux du point T observés dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$. Cela pourrait s'expliquer par le fait que, lorsque les freins sont bloqués le système est hyperstatique. Ainsi, imposer un déplacement $\overrightarrow{d}$ au point P revient à imposer des grandes déformations dans le fantôme. Le déplacement des diverses structures anatomiques peut se répercuter jusqu'à la prostate de façon non contrôlée et non linéaire.

Il semble donc impossible de réaliser des déplacements fins automatiques du point T lorsque les freins du poignet d'Apollo sont verrouillés.

5.2.4 Déplacements automatiques freins déserrés

Nous avons pu constater au chapitre 3 que les freins présentaient une utilité dans le verrouillage en position de tout point lié à la sonde autre que le centre du poignet P. Cela vient du fait que, pour ponctionner certaines zones de la prostate, les urologues utilisent parfois l'élasticité de l'anus du patient. De ce fait, les efforts d'interaction entre la sonde et le patient ne sont pas colinéaires avec l'axe de la sonde, ce qui génère au point P un moment non nul et impose l'utilisation de frein pour maintenir la sonde en position. Mais il est également des configurations pour lesquelles les freins ne sont pas utiles, à savoir les configurations dans lesquelles le chirurgien ne prend pas appui sur l'anus ou le rectum du patient. Dans ces cas, la commande *VA* dont le schéma de commande a été présenté en figure 3.12 s'avère tout à fait satisfaisante pour réaliser la tâche de verrouillage.

De plus, nous nous plaçons ici dans un cas un peu différent du mode verrouillage puisque nous cherchons à faire coïncider la ligne de visée de l'aiguille, dont on connait la position dans le repère $\mathscr{R}_s$ lié à la sonde, avec une cible définie par rapport à la prostate. Il est possible que dans la réalisation de cette tâche les freins ne soient pas utiles.

Nous avons donc à nouveau suivi le protocole présenté dans la section 5.2.2 pour identifier une nouvelle matrice d'interaction correspondant au cas où les freins sont déserrés. Le poignet étant libre, les déplacements du point P n'entrainent que des mouvements de très faible amplitude de l'anus. Nous avons donc pu explorer une gamme d'amplitude plus importante et commander des déplacements de $5\,mm$.

Cette fois-ci on constate sur la figure 5.4 qu'il y a une corrélation entre les déplacements du point P commandés dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ et ceux du point T observés dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$. Il semble apparaître un lien de type bras de levier avec un coefficient α de l'ordre de $-0,7$, l'anus jouant alors le rôle de pivot. Cette correspondance n'est pas parfaite. Sont à considérer notamment les déplacements de la prostate dans le repère $\mathscr{R}_b$ générés par les mouvements de la sonde, les mouvements du repère $\mathscr{R}_{is}$ dans lequel sont commandés les déplacements du point P, mais aussi le comportement mécanique du fantôme. Néanmoins, un déplacement donné du point P dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ correspond effectivement grossièrement à un mouvement dans une direction donnée du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$. On peut donc considérer que la matrice d'interaction du système que nous étudions est la matrice diagonale suivante :

$$\hat{I} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 \\ 0 & \alpha \end{pmatrix}. \tag{5.5}$$

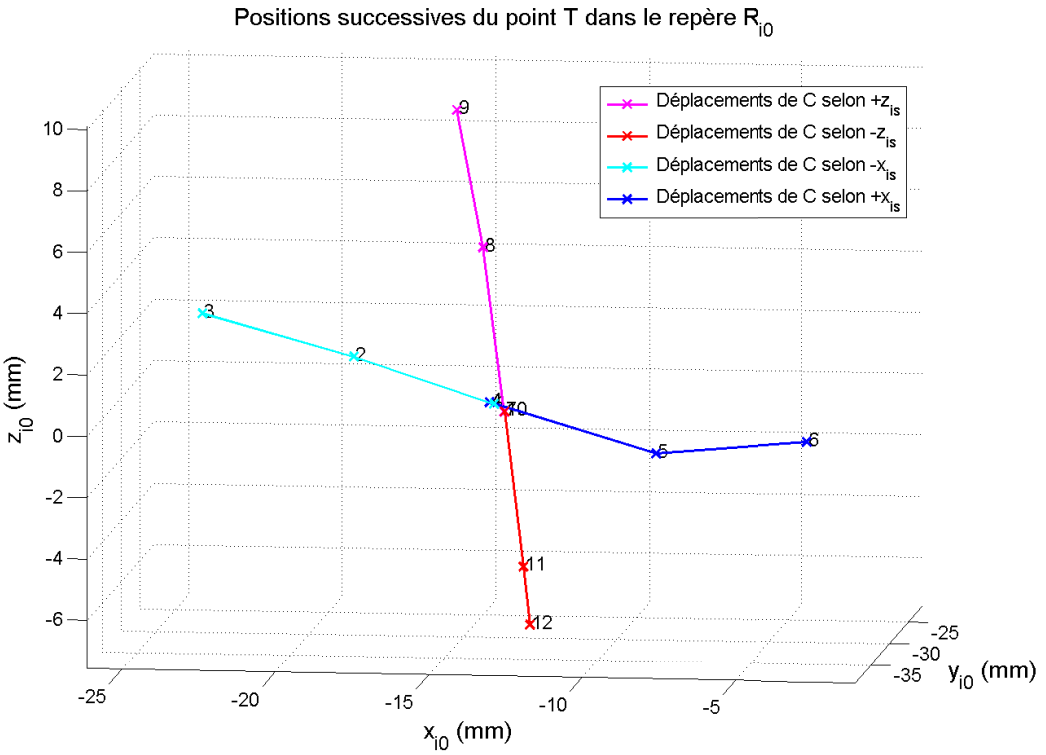


FIGURE 5.4 – Positions successives du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ correspondant à des déplacements du point P commandés dans le repère $\mathscr{R}_{is}$, les freins du poignet étant débloqués.

Bien sûr, cette matrice a été identifiée très grossièrement, à partir de l'observation des mesures d'entrée et de sortie. Il aurait été possible de procéder à une identification plus fine, par une méthode des moindres carrés. Mais la validité très locale de ce modèle et la grande variabilité des conditions expérimentales, dans un contexte clinique, font que chercher à identifier précisément une matrice d'interaction n'a pas grand sens pratique. Nous préférons établir un modèle raisonnablement approximatif et l'exploiter par une méthode de positionnement robuste.

Grâce à cette correspondance, nous pouvons envisager d'utiliser un bouclage basé sur l'image échographique pour maîtriser le déplacement de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie. Il est important de noter que le coefficient α dépend de la configuration moyenne de la sonde, il convient donc de l'identifier à chaque expérience. En effet, nous avons pu constater lors des essais menés précédemment que cette valeur varie de façon non négligeable en fonction des conditions d'expérimentation (efforts mis en jeu, position initiale de la sonde dans le fantôme).

5.3 Asservissement sur l'image de déplacements fins

Lors des essais portant sur les déplacements automatiques unitaires de la sonde, il est apparu qu'il existe une corrélation entre les déplacements du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ et les déplacements du point P dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ selon des directions perpendiculaires à l'axe principal de la sonde. Nous allons chercher à utiliser cette information pour commander des déplacements du point P permettant d'atteindre une cible C à biopsier définie dans la prostate.

5.3.1 Processus de bouclage

L'UroStation permet, grâce à un algorithme de recalage, de connaître la transformation $\mathscr{T}_{0s}$ entre les repères $\mathscr{R}_{i0}$ et $\mathscr{R}_{is}$. Or d'une part la ligne de visée $(T, \overrightarrow{y_{is}})$ de l'aiguille est fixe dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ et d'autre part la cible C est définie dans de le repère $\mathscr{R}_{i0}$. Il est donc possible de calculer les coordonnées du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$. Soit H le projeté de la cible C sur la ligne de visée de l'aiguille $(T, \overrightarrow{y_{is}})$, comme représenté sur la figure 5.5. Sa position peut être obtenue grâce à l'équation

$$\overrightarrow{TH} = \left(\overrightarrow{TC}.\overrightarrow{y_{is}}\right)\overrightarrow{y_{is}} \tag{5.6}$$

On peut alors calculer les coordonnées $(e_x, e_y, e_z)^t$ dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ du vecteur $\overrightarrow{e} = \overrightarrow{HC}$ qui représente l'erreur de positionnement de la ligne de visée de l'aiguille :

$$\overrightarrow{e} = \begin{pmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{pmatrix} = \overrightarrow{HT} + \overrightarrow{TC} = \overrightarrow{TC} - \left(\overrightarrow{TC}.\overrightarrow{y_{is}}\right)\overrightarrow{y_{is}} \tag{5.7}$$

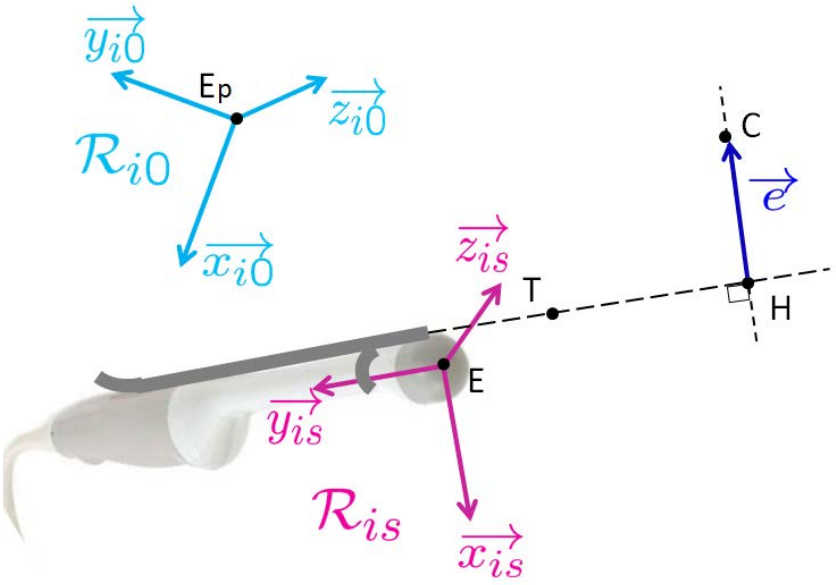


FIGURE 5.5 – Définition de l'erreur de visée.

Normalement, on obtient $e_y = 0$. On définit alors les coordonnées $(d_x, d_z)^t$ dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ du déplacement $\overrightarrow{d}$ à commander au point P pour réduire l'erreur comme

$$\begin{pmatrix} d_x \\ d_z \end{pmatrix} = \lambda \hat{I}^{-1} \begin{pmatrix} e_x \\ e_z \end{pmatrix} = \frac{\lambda}{\alpha} \begin{pmatrix} e_x \\ e_z \end{pmatrix} \tag{5.8}$$

avec α le coefficient liant les déplacements du point P dans le repère $\mathscr{R}_{is}$ aux déplacements du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ qui a été préalablement identifié en réalisant des déplacements unitaires. En effet, on observe que si le point cible C a été choisi dans le plan $(T_0, \overrightarrow{x_{i0}}, \overrightarrow{z_{i0}})$ avec T_0 le point T au moment du verrouillage, alors le point H reste au voisinage du point T. Ainsi le coefficient liant les déplacements de H à ceux du point C est proche de α. Une valeur de λ de $0,5$ a été choisie afin d'obtenir un bouclage robuste malgré les imprécisions du modèle.

Nous allons donc avancer par étape en calculant la commande en position du point P selon la logique que nous venons de présenter, jusqu'à obtenir une précision de visée satisfaisante c'est-à-dire une erreur de visée suffisamment faible. Le système ainsi obtenu correspond à un asservissement classique avec correcteur proportionnel de gain $0,5\alpha$ qui encapsule la commande VA présentée au chapitre 3.

5.3.2 Expérience mise en place

Nous avons voulu valider la faisabilité d'une telle commande basée image en cherchant à atteindre avec la ligne de visée de l'aiguille une cible définie dans la prostate à proximité

de la ligne de visée dans sa configuration initiale.

5.3.2.1 Identification de la matrice d'interaction

Dans un premier temps, il est nécessaire de déterminer le coefficient α liant les déplacements de P dans $\mathscr{R}_{is}$ aux déplacements de T dans $\mathscr{R}_{i0}$ autour d'une position moyenne de la sonde qui sera sa configuration de départ lors de l'essai d'atteinte de cible. À partir d'une position donnée, nous avons donc réalisé une identification de la matrice d'interaction selon le protocole présenté en section 5.2.2, le poignet étant libre. Les déplacements observés de T sont présentés sur la figure 5.6.

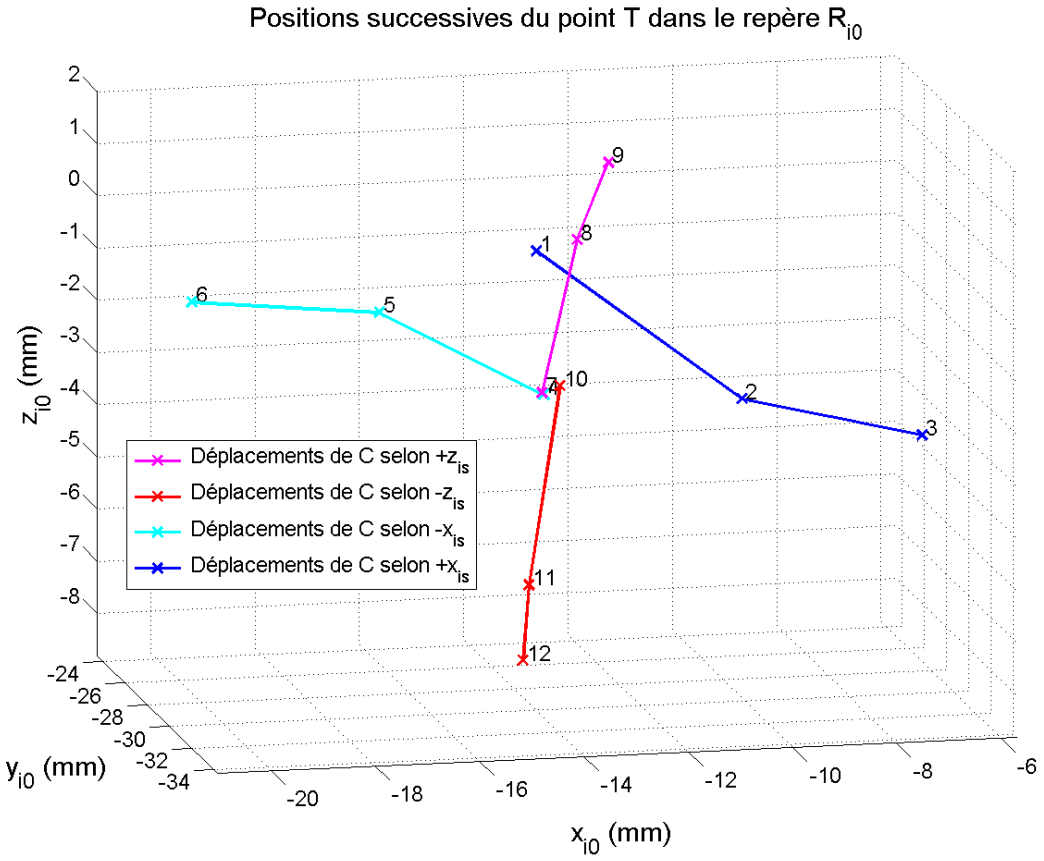


FIGURE 5.6 – Positions successives du point T dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ correspondant à des déplacements du point P commandés dans le repère $\mathscr{R}_{is}$, les freins du poignet étant débloqués, lors d'une expérience d'identification la matrice d'interaction.

Le tableau 5.1 résume les déplacements commandés et observés. Les valeurs présentées sont toutes positives car il s'agit de l'amplitude des déplacements de P et T. Ces derniers sont néanmoins de signe opposé car nous nous intéressons uniquement à des déplacements perpendiculaires à l'axe moyen de la sonde et l'anus joue le rôle d'une contrainte linéaire

Amplitude du déplacement relatif commandé au point P (mm)	Amplitude du déplacement relatif observé au point T (mm)	Rapport des déplacements α^{-1}
3	4,7	0,64
3	3,7	0,81
3	3,5	0,86
3	4,2	0,71
3	4,2	0,71
3	1,8	1,67
3	5,2	0,58
3	1,7	0,76
Moyenne		**0,97**

TABLEAU 5.1 – Rapport entre les déplacements commandés au point C et ceux observés au point T pour de petits mouvements autour d'une configuration moyenne.

annulaire.

On constate que le coefficient liant les amplitudes des déplacements des points P et T peut varier de façon considérable entre deux déplacements d'une même amplitude. De nombreux facteurs peuvent causer ce phénomène, comme par exemple un effet de « stick and slip », une relaxation temporelle ou un effet de chargement des tissus créant une hystérésis lors des changements de direction [Erden 2013]. Néanmoins il apparait qu'autour de la configuration moyenne choisie pour l'expérience le rapport entre les déplacements de P dans $\mathscr{R}_{is}$ et ceux de T dans $\mathscr{R}_{i0}$ est $\alpha = -1$. La matrice d'interaction est donc la suivante :

$$\hat{I} = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix}. \tag{5.9}$$

.

5.3.2.2 Mouvements automatiques vers une cible

Protocole expérimental

Une fois que l'identification du coefficient α est finie, la sonde est dans sa position moyenne et le repère $\mathscr{R}_{i0}$ est défini. Une cible C fixe dans celui-ci est placée de telle façon que $\overrightarrow{T_0C} = d_{T_0C}\,\overrightarrow{x}_{i0}$ avec $d_{T_0C} = 5\,mm$ et T_0 le point T au début de l'expérience. Le point P est ensuite déplacé dans le but de faire coïncider les points H et C, H étant le projeté orthogonal de la cible C sur la ligne de visée $(T, \overrightarrow{y_{is}})$.

Au début de chaque étape, une image échographique tridimensionnelle de la prostate est acquise. L'UroStation effectue un recalage entre cette image peropératoire et une image de référence appelée panorama qui a été acquise en tout début d'expérience. Et combinant les informations issues de cette opération et celles obtenues lors du recalage effectué

alors que la sonde était en position de départ, il est possible de déterminer la matrice de transformation $\mathscr{T}_{0s}$ entre les repères $\mathscr{R}_{i0}$ et $\mathscr{R}_{is}$ donc de calculer les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{HC}$ dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ grâce à la relation 5.7. Le déplacement à commander au point C est ensuite déterminé selon l'équation 5.8.

Ce protocole est répété autant de fois que nécessaire pour atteindre une configuration satisfaisante de la ligne de visée par rapport à la cible.

Comportement observé

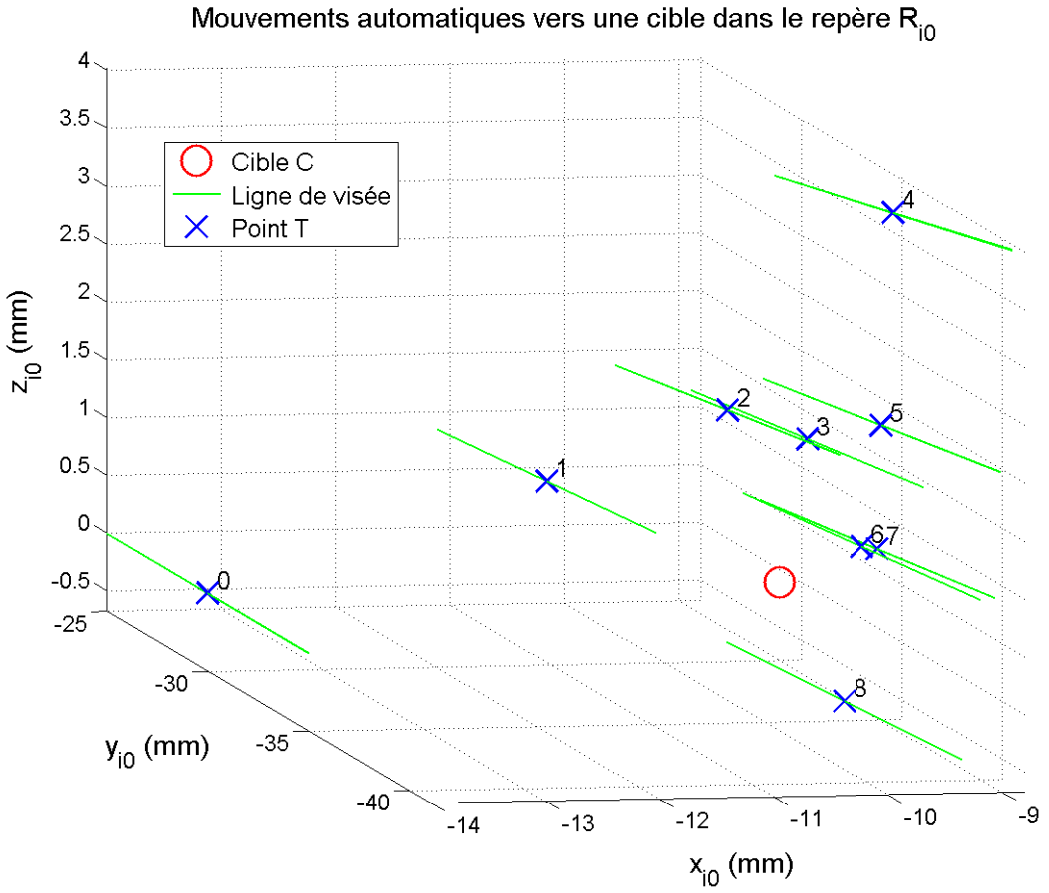


FIGURE 5.7 – Positions successives du point T et de la ligne de visée dans le repère $\mathscr{R}_{i0}$ lors de la réalisation de mouvements automatiques vers une cible.

Lors de cette expérience, 8 itérations ont été réalisées en suivant le protocole que nous venons de présenter. La figure 5.7 permet de visualiser les positions successives du point T et de la ligne de visée de l'aiguille, la position numérotée 0 correspondant à la position de départ. L'évolution de l'erreur entre la ligne de visée et la cible C, par composante et en norme, est tracée sur la figure 5.8.

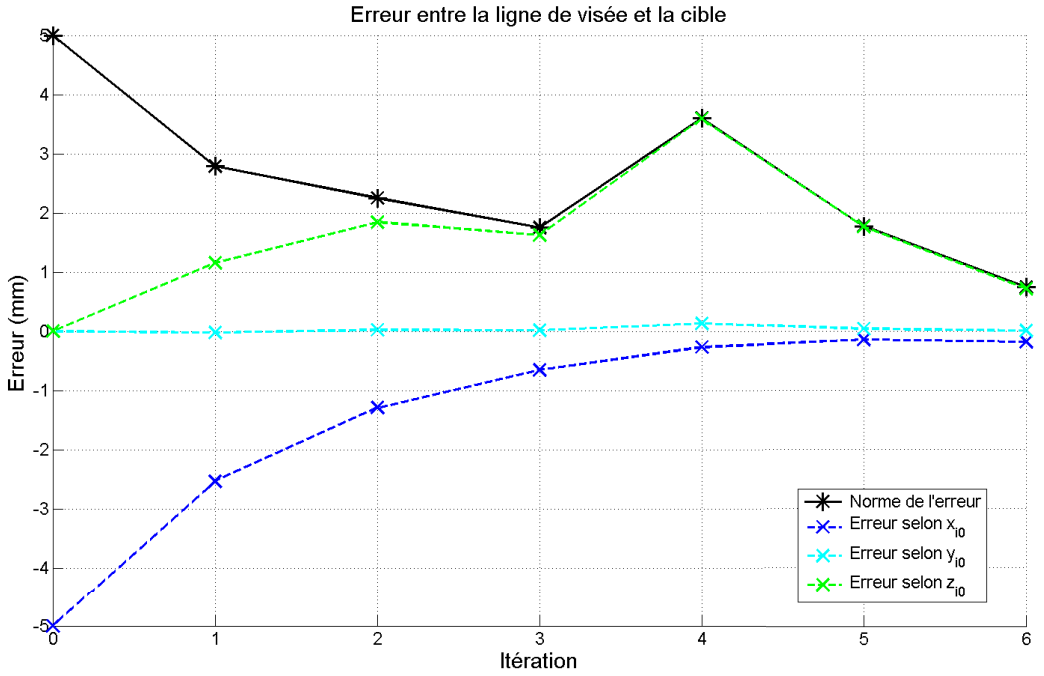


FIGURE 5.8 – Évolution de l'erreur entre la ligne de visée et la cible lors de la réalisation de mouvements automatiques vers cette dernière.

Après la sixième itération, la ligne de visée de l'aiguille se situe à $0,7\,mm$ de la cible. Compte tenu du diamètre d'une tumeur significative et du diamètre de l'aiguille à biopsie, cette précision est tout à fait satisfaisante. Les itérations suivantes n'ont pas permis de diminuer l'erreur globale : la ligne de visée a très peu bougé entre les itérations 6 et 7 tandis qu'elle a dépassé la cible lors de l'itération 8. Il semblerait donc que les phénomènes de frottement et de chargement des tissus évoqués plus haut empêchent de corriger très finement le positionnement de la ligne de visée.

L'évolution de la norme de l'erreur est tout à fait satisfaisante : mis à part lors de la quatrième itération, elle diminue à chaque étape. Lors de cette itération un phénomène de type « stick slip » est probablement survenu, occasionnant un déplacement brutal de la prostate par rapport à la sonde, ce qui plaide en faveur du bouclage de la commande sur l'image. Selon la direction $\overrightarrow{x_{i0}}$ l'erreur est divisée par deux à chaque fois, ce qui est cohérent avec la valeur du rapport $\lambda/\alpha = 0,5$. En revanche, la norme de l'erreur selon la direction $\overrightarrow{z_{i0}}$ se comporte de façon problématique : elle ne diminue pas toujours, il a même été constaté que le rapport entre le déplacement de P selon $\overrightarrow{z_{is}}$ et celui de T selon $\overrightarrow{z_{i0}}$ n'était pas toujours de même signe. Plusieurs pourraient contribuer à cet état de fait :

– à cause des propriétés mécaniques des matériaux composant le fantôme, pour de trop petits déplacements le fonctionnement type bras de levier observé précédemment pourrait ne plus être représentatif de la réalité ;

– les phénomènes de chargement et de relaxation des tissus évoqués plus haut pourraient intervenir sur l'évolution de l'erreur selon $\overrightarrow{z_{i0}}$ pour de petits déplacements ;
– l'objet simulant la paroi rectale n'est pas initialement perpendiculaire à l'axe de la sonde, le plan $(E, \overrightarrow{y_{i0}}, \overrightarrow{z_{i0}})$ est quasiment plan de symétrie tandis que le plan $(E, \overrightarrow{x_{i0}}, \overrightarrow{y_{i0}})$ ne l'est pas.

Le système se comportant comme un système bouclé avec correcteur proportionnel, il est capable de rejeter certaines perturbations. C'est ce qui explique que, malgré les difficultés que nous venons d'évoquer, la ligne de visée de l'aiguille ait pu être positionnée correctement. Grâce au bouclage sur l'image nous avons donc développé une première version d'un positionnement fin automatique de la ligne de visée de l'aiguille à biopsie. Nous avons également procédé à une preuve de concept en réussissant à approcher une cible définie dans l'image échographique à $0,7\,mm$ près.

5.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons montré qu'il est possible, à partir du mode verrouillé, de générer de petits mouvements automatiques de la ligne de visée de l'aiguille par rapport à la prostate en commandant des déplacements du centre du poignet lorsque les freins de ce dernier sont déserrés.

Un bouclage sur l'image échographique tridimensionnelle nous a ensuite permis de nous rapprocher d'une cible de biopsie : la distance de la ligne de visée à la cible a été ramenée de $5\,mm$ à $0,7\,mm$. Compte tenu du diamètre de l'aiguille et de la taille d'une tumeur significative, cette précision s'avère satisfaisante.

Si les travaux présentés ici s'arrêtent à la réalisation d'une preuve de concept, ils sont prometteurs car ils montrent la faisabilité d'un guidage vers une cible définie soit en préopératoire soit en peropératoire, soit par un logiciel soit par l'urologue. Cela permettrait la réalisation d'un échantillonnage de qualité de la prostate mais aussi la ponction de tissus dans des zones d'intérêt repérées à l'IRM ou lors d'une précédente séance de biopsies.

Chapitre 6

Conclusions et perspectives

Dans cette thèse, nous avons abordé le problème de l'assistance robotique à la réalisation de biopsies prostatiques. Le geste chirurgical a d'abord été étudié de façon quantitative et son impact sur le diagnostic a été mis en évidence. De cette analyse ressort l'intérêt d'un système robotisé d'assistance à la réalisation de biopsies prostatiques.

Une analyse des dispositifs existants destinés à la biopsie et à la brachythérapie de prostate présentée dans le chapitre 1 a permis de poser les grandes lignes pour la conception de notre robot : celui-ci doit utiliser l'image échographique comme seule source d'informations extrinsèques, permettre la réalisation de biopsies par voie transrectale, présenter 6 degrés de liberté et exploiter le paradigme de la comanipulation. La conception d'un robot répondant à ces critères, nommé Apollo, a été détaillée en matière de cinématique mais aussi d'actionnement dans le chapitre 2. Un bras anthropomorphique dont les trois premiers axes sont équipés de moteurs et dont le poignet est équipé de trois freins est apparu comme une solution intéressante du point de vue des performances, du coût mais aussi de la sécurité du patient. Différentes fonctions d'assistance réalisables avec ce système ont été présentées : un mode libre, un mode verrouillé, un mode d'assistance par retour d'effort et un mode automatique de positionnement fin.

Les deux premières fonctions ont été présentées plus en détail dans le chapitre 3. Le mode libre doit permettre à l'urologue de maîtriser les mouvements de la sonde sans influence aucune du robot. Des solutions matérielles et logicielles ont ainsi été mises en place pour qu'Apollo ait un impact négligeable sur le geste de l'humain comanipulant la sonde. Une analyse des mouvements lors de la réalisation d'une tâche de pointage a permis de prouver que le mode libre présente une transparence satisfaisante. Un mode verrouillé a ensuite été développé : celui-ci doit assurer un verrouillage en position de la sonde échographique à la fois souple et précis. Il se comporte comme un correcteur PID classique mais présente l'avantage d'être facile à régler car les coefficients dont il faut choisir la valeur correspondent à des comportements observables du système. Les performances de ce mode de commande, validées in vitro et in cadavero, permettent de

justifier a posteriori la présence de freins et de capteurs de position sur le poignet d'Apollo. Des essais cliniques portant sur les modes libre et verrouillé ont été autorisés par le Comité de Protection des Personnes ainsi que par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament. Ils devraient débuter en Juillet 2014, une dizaine de séances de biopsies prostatiques robotisées auront lieu dans ce cadre à la Pitié-Salpêtrière.

Nous nous sommes ensuite intéressés dans le chapitre 4 à l'exploitation de la comanipulation pour l'assistance au positionnement de la sonde. Nous avons tout d'abord posé la question du respect de la contrainte anatomique qu'est l'anus du patient. En effet, la sonde ne doit pas appuyer trop fort sur le point d'insertion, ce dernier pouvant se déplacer au cours de l'examen et le niveau limite d'effort qu'il est acceptable de lui appliquer n'étant pas connu. L'utilisation d'un robot similaire à Apollo mais présentant six degrés de liberté a permis de comparer une commande dite « complète » obtenue par déplacement de torseur et une commande dite « bras de levier » faisant l'hypothèse que l'utilisateur est capable d'imposer le respect de la contrainte anatomique. Il a ainsi été montré que la commande « bras de levier » permet de réaliser en utilisant un robot tel qu'Apollo toute fonction d'assistance par retour d'effort exprimée comme une force virtuelle appliquée sur la partie distale d'un outil comanipulé, tout en respectant la contrainte anatomique. Un exemple d'une telle fonction d'assistance à la biopsie prostatique a ensuite été présenté : il s'agit d'une augmentation de la raideur apparente de la prostate utilisant l'image échographique en temps réel dans l'élaboration de sa commande. Un tel retour d'effort donne accès au chirurgien à des informations tactiles autrement non disponibles. Cette fonction, mise en œuvre en tout début de thèse, a été testée sur un prototype basique mais a néanmoins permis de démontrer la faisabilité d'un tel retour d'effort basé image.

Enfin, Apollo étant déjà pourvu de deux modes de base (libre et verrouillé) ainsi que d'une méthodologie de réalisation de commande par retour d'effort respectueuse de la contrainte anatomique exploitant le paradigme de la comanipulation, il a été proposé dans le chapitre 5 d'utiliser également ses capacités de fonctionnement automatique. Une assistance au positionnement fin par bouclage sur l'image échographique a été implémentée et testée in vitro. Si cette étude en est encore à ses débuts, elle s'avère prometteuse puisque la ligne de visée de l'aiguille à biopsie a pu être approchée d'une cible définie dans la prostate avec une précision satisfaisante grâce à ce mode automatique bouclé sur l'image échographique tridimensionnelle.

Perspectives

Des études présentées dans les chapitres 4 et 5 découlent deux pistes principales pour des développements futurs.

La première piste à explorer est celle de l'exploitation de la comanipulation pour l'assistance au geste. À court terme, il serait intéressant de valider le principe de

la comanipulation basée image respectueuse d'une contrainte anatomique en 3D en combinant le principe de commande type « bras de levier » et l'augmentation de la raideur apparente de la prostate présentées dans le chapitre 4. En effet, seule une vue en coupe bidimensionnelle de l'organe est disponible à une fréquence suffisamment importante, ce qui ne donne des informations que sur la déformation d'une section de la glande. Il faudrait donc vérifier si l'augmentation de la raideur apparente de la prostate dans le plan échographique uniquement est satisfaisante pour l'urologue ou s'il est nécessaire de fournir un retour haptique dans la troisième direction de l'espace également. Dans ce deuxième cas il faudrait chercher par quel biais il est possible d'obtenir les informations nécessaires à la commande du robot (acquisition tridimensionnelle partielle mais rapide, modèle, etc).
Dans un deuxième temps, il faudrait valider l'intérêt de ces résultats pour l'application clinique. En effet la logique de commande type « bras de levier » proposée a été mise en œuvre sur trois tâches classiques faisant intervenir différents types de mouvements de la sonde mais qui ne sont pas directement représentatives d'un examen de biopsies prostatiques, notamment parce qu'elles sont purement virtuelles et n'incluent pas de contact physique autre que celui de l'outil avec le point d'insertion. Il serait intéressant de développer en suivant ce paradigme des fonctions réalistes d'assistance à la réalisation de différents gestes chirurgicaux puis de les tester in vitro et in cadavero, afin de vérifier si le principe de commande type « bras de levier » est bien applicable dans toutes les tâches présentant un point d'insertion dans le corps du patient.

Le second axe de développement possible est la réalisation de mouvements automatiques par Apollo permettant un positionnement fin de la ligne de visée du guide-aiguille. Il serait intéressant de poursuivre les études initiées dans le chapitre 5 afin d'identifier les phénomènes perturbatoires en jeu et de quantifier leur impact mais aussi de tester la robustesse de l'approche proposée, tout en vérifiant le niveau de l'effort appliqué à la contrainte anatomique. La réalisation d'une telle fonction est particulièrement intéressante car elle ouvre la voie vers le développement de thérapies focales minimalement invasives , qui présentent des effets secondaires moins importants que la prostatectomie radicale mais qui nécessitent de maîtriser finement la position de la ligne de visée d'une aiguille.

Enfin, un troisième axe de recherche découle de l'avancée globale du projet PROSBOT. Il serait en effet souhaitable de renforcer l'utilisation dans la commande d'informations tirées de l'image et de modèles. Dans le cadre du projet PROSBOT des membres de l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC travaillent sur la modélisation biomécanique de la prostate. En combinant les informations fournies par un tel modèle aux commandes déjà proposées, il devrait être possible d'améliorer les performances d'Apollo sur diverses tâches d'assistance. Dans le même esprit, l'utilisation de l'image échographique dans la commande pourrait compléter et/ou renforcer les informations déjà utilisées et permettre d'atteindre un comportement du robot encore plus satisfaisant. Il serait par exemple possible de synthétiser une nouvelle commande pour le mode verrouillé qui serait basée image et, entre deux images, utiliserait le modèle biomécanique pour estimer la position

de la prostate.

Publications

Une partie des travaux présentés dans cette thèse ont déjà été publiés :

- publications en temps que premier auteur :
  - publications en conférences :
    - *Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies* - C. Torterotot, P. Mozer, M. Baumann, M.-A. Vitrani, G. Morel - Hamlyn Symposium - 2010
    - *Ultrasound image-based comanipulation for enhanced perception of the contacts with a distal soft organ* - C. Poquet Torterotot, M.-A. Vitrani, P. Mozer et G. Morel - IEEE International Conference on Robotics and Biomemitics (ROBIO) - 2011 - finaliste du « best student paper award »
    - *A novel comanipulation device for assisting needle placement in ultrasound guided prostate biopsies* - C. Poquet, P. Mozer, G. Morel et M.-A. Vitrani - IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) - pages 4048-4091 - 2013
  - publications en revue :
    - *Analysis of prostate area sampled by TRUS prostate biopsy* - C. Torterotot, P. Mozer, M. Baumann et M.-A. Vitrani - Journal of EndoUrology - 2010
    - *An endorectal ultrasound probe comanipulator with hybrid actuation combining brakes and motors* - C. Poquet, P. Mozer, M.-A. Vitrani et G. Morel - IEEE Transactions on Mechatronics (TMECH) - 2013 - Early access : DOI 10.1109/TMECH.2014.2314859
  - brevets :
    - *Dispositif d'assistance au positionnement d'un instrument médical relativement à un organe interne d'un patient et procédé de commande d'un tel dispositif* - Poquet Torterotot, C. and Mozer, P. and Baumann, M. and Vitrani, M.-A. and Morel, G. and Leroy, A. and Henri, P. and Coffin, G. - 2011 - FR2983397/WO2013083731

  - *Dispositif de guidage d'un instrument médical inséré dans une voie naturelle ou une voie artificielle d'un patient* - Poquet Torterotot, C. and Mozer, P. and Bauman, M. and Vitrani, M.-A and Morel, G. and Leroy, A. and Henri, P. - 2011 - FR2980683/WO2013045645

- autres publications :

  - *TRUS prostate biopsie cores : extent of the pierced area impacts the cancer detection rate* - G Coffin, C Torterotot, M Baumann, M.A Vitrani, G Morel, G Chevreau, P. Mozer - Journal of EndoUrology - 2011

  - *Impact de la distribution des biopsies de prostate par voie endorectale sur le taux de détection de cancer dans les lobes droit et gauche* - G. Coffin, C. Torterotot, M.A. Vitrani, M. Baumann, G. Chevreau, R. Renard-Penna, M.O. Bitker, P. Mozer - 105ème congrès de l'AFU (Association Française d'urologie) - 2011

  - *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* - G. Coffin, G. Chevreau, R. Renard-Penna, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker, P. Mozer - Journal of EndoUrology - 2011

  - *Systematic prostate biopsies may detect more insignificant cancer than MRI lesion target prostate biopsies* - G. Coffin, G. Chevreau, R. Renard-Penna, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker, P. Mozer - Journal of EndoUrology - 2011

  - *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* - G. Coffin, G. Chevreau, R. Renard-Penna R3, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker, P. Mozer - Congrès de l'EAU (European Association of Urology) - 2012

  - *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* - G. Coffin, G. Chevreau, R. Renard-Penna, E. Comperat, M.A. Vitrani, C. Torterotot, P. Conort, M.O. Bitker, P. Mozer - 5th International Symposium on Focal Therapy and Imaging in Prostate & Kidney Cancer - 2012

Annexe A

Résumé du protocole expérimental des essais cliniques

PROTOCOLE EXPERIMENTAL

1. INFORMATIONS GENERALES

INFORMATIONS GENERALES	
Titre : Bras porte-sonde motorisé d'assistance à la biopsie de prostate **Titre court** : PROSBOT-Apollo	
N° ID RCB : 2014-A00282-45	N° attribué par le promo teur : 38RC14.091
Date : 19/03/2014	Version : 2.0
Méthodologie : Essai clinique pilote, prospectif, randomisé en 2 groupes parallèles (« Avec Bras » vs « Sans Bras »), contrôlé (« Sans Bras »), bi-centrique, ouvert.	
Phase d'étude : Etude de preuve de concept	
Dispositif médical à l'étude : Bras porte-sonde motorisé « Apollo »	
Investigateur coordonnateur : Pr Alexandre Moreau-Gaudry, Centre d'Investigation Clinique – Innovation Technologique - CHU de Grenoble, 38043 Grenoble Cedex 09. Tél : 04 76 76 92 60 –Fax : 04 76 76 92 62. – Mail : Alexandre.Moreau-Gaudry@imag.fr	
Investigateur principal : Dr Pierre Mozer, service d'Urologie et Transplantation Rénales, AP-HP groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière, 47-83, bd de l'Hôpital -75561 Paris cedex 13. Tél : 01 42 17 72 97 – Fax : 01 42 17 73 54 – Mail : pierre.mozer@psl.aphp.fr	
Investigateurs : Dr Grégoire Coffin, Dr Grégoire Chevreau – AP-HP groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière	
Intervenants : Cécile Poquet (Doctorante ISIR) ; Marie-Aude Vitrani (Maitre de conférences) ; David Reversat (Ingénieur ISIR) ; Michael Baumann (Ingénieur KOELIS) ; Cécile Imbert (Chef de produit KOELIS) ; Margaux Janier (Ingénieur CIC-IT) ; Maud Medici (Biostatisticienne CIC-IT) ; Anne-Sophie Silvent (Ingénieur CIC-IT) ; Arachk De Gorski (AP-HP)	
Centres : Service d'Urologie et de Transplantations Rénales – AP-HP Pitié Salpêtrière et CHU de Grenoble	
Promoteur : CHU de Grenoble Représentant du promoteur autorisé à signer le protocole : Mme Hélène Sabbah-Guillaume Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation, CHU de Grenoble, CS 10217 38043 Grenoble Cedex 09 Tel : 04 76 76 84 55 Fax : 04 76 76 52 21	
Centre coordonnateur de l'étude : Centre d'Investigation Clinique – Innovation Technologique / Inserm CIT803 CHU de Grenoble, CS 10217 38043 Grenoble Cedex 09 Tel : 04 76 76 92 60 Fax : 04 76 76 92 62	
Vigilance de la Recherche Clinique : Edith SCHIR et Adeline PARIS - CRPV, CHU de Grenoble, Pavillon E Tel : 04 76 76 67 51 Télécopie : 04 76 76 83 54 Mail : vigilance-essaiscliniques@chu-grenoble.fr	
Avis favorable du CPP Sud-Est V, le :19/03/14 **Autorisation de l'ANSM, le : 30/04/14**	

PROTOCOLE – RESUME

Phase d'étude : Etude de preuve de concept

Centres : Service d'Urologie et de Transplantations Rénales – AP-HP Pitié Salpêtrière et CHU de Grenoble

Investigateur coordonnateur : Pr Alexandre Moreau-Gaudry, Centre d'Investigation Clinique – Innovation Technologique - CHU de Grenoble, CS 10217 38043 Grenoble Cedex 09. Tél : 04 76 76 92 60 –Fax : 04 76 76 92 62. – Mail : Alexandre.Moreau-Gaudry@imag.fr

Investigateur principal : Dr Pierre Mozer, service d'Urologie et Transplantation Rénales, AP-HP groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière, 47-83, bd de l'Hôpital -75561 Paris cedex 13.
Tél : 01 42 17 72 97 – Fax : 01 42 17 73 54 – Mail : pierre.mozer@psl.aphp.fr

Investigateurs : Dr Grégoire Coffin, Dr Grégoire Chevreau – AP-HP groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière

Intervenants : Cécile Poquet (Doctorante ISIR) ; Marie-Aude Vitrani (Maitre de conférences) ; David Reversat (Ingénieur ISIR) ; Michael Baumann (Ingénieur KOELIS) ; Cécile Imbert (Chef de produit KOELIS) ; Margaux Janier (Ingénieur CIC-IT) ; Maud Medici (Biostatisticienne CIC-IT) ; Anne-Sophie Silvent (Ingénieur CIC-IT) ; Arachk De Gorski (AP-HP)

Promoteur : CHU Grenoble – Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation Pavillon Saint Eynard– CS 10217 38043 Grenoble Cedex 09

Méthodologie : Essai clinique pilote, prospectif, randomisé en 2 groupes parallèles (« Avec Bras » vs « Sans Bras »), contrôlé (« Sans Bras »), bi-centrique, ouvert.

Objectif principal : estimer, pour la première fois en situation clinique réelle, les distributions de la distance entre biopsie virtuelle et biopsie réelle, dans les deux groupes « Avec Bras » et « Sans Bras ».
Critère de jugement principal : distance entre biopsie virtuelle et biopsie réelle.

Objectifs secondaires

OBJECTIF 1 : FAISABILITE DU BRAS PORTE-SONDE MOTORISE « APOLLO » POUR BLOQUER/DEBLOQUER LA POSITION DE LA SONDE ECHOGRAPHIQUE ET PERMETTRE L'EXPLORATION DE L'ENSEMBLE DE LA PROSTATE

CRITERES DE JUGEMENT : 1) TAUX DE REUSSITE A LA FONCTION DE BLOCAGE/DEBLOCAGE 2) TAUX DE PATIENT POUR LESQUELS L'ENSEMBLE DE LA PROSTATE A ETE EXPLOREE

OBJECTIF 2 : PRECISION DU BLOCAGE DU BRAS PORTE-SONDE

CRITERES DE JUGEMENT : ERREUR DES POSITIONS DU BRAS PORTE-SONDE ENTRE LA BIOPSIE VIRTUELLE ET LA BIOPSIE REELLE

OBJECTIF 3 : EVALUATION DE LA SATISFACTION DE L'UTILISATION DU BRAS PORTE-SONDE

CRITERES DE JUGEMENT : 1) DUREE DE LA SEANCE 2) MANIABILITE DU DISPOSITIF 3) ENCOMBREMENT DU DISPOSITIF 4) APPORT DU BLOCAGE DE LA SONDE 5) MISE EN PLACE, PROTECTION ET NETTOYAGE DU DISPOSITIF 6) SCORE DE SATISFACTION GLOBAL

OBJECTIF 4 : EVALUATION DE LA SECURITE DU DISPOSITIF

CRITERES DE JUGEMENT : 1) NOMBRE DE FOIS OU LE BRAS N'A PAS PU ETRE MIS EN ROUTE 2) NOMBRE DE FOIS OU LE BOUTON D'ARRET D'URGENCE A ETE ACTIONNE 3) NOMBRE DE FOIS OU LA SEANCE N'A PAS PU SE TERMINER AVEC LE BRAS 4) NOMBRE DE FOIS OU LES PROTECTIONS DU BRAS ONT DU ETRE REMISES EN PLACE OU CHANGEES

Critères d'inclusion principaux : patients majeurs pour lesquels une indication de dépistage du cancer de la prostate par biopsie est posée, ayant au moins une lésion identifiée sur IRM pouvant être considérée comme cible de la biopsie.

Produit testé : Bras porte-sonde motorisé « Apollo »	**Méthode de référence :** Biopsie prostatique échoguidée par abord transrectal, avec assistance de l'Urostation KOELIS
Nombre total de sujets : 20	**Durée du traitement :** 45min : le temps de la séance de biopsies
Durée totale de l'étude : 8 mois	**Durée de l'étude par sujet :** jusqu'aux résultats anatomo-pathologiques (1 mois maximum)

Critères de sécurité : Recueil clinique des événements indésirables

Avis favorable du CPP Sud-Est V, le : 19/03/14, Autorisation de l'ANSM, le : 30/04/14

Bibliographie

[Abdelaziz 2011] S. Abdelaziz, L. Esteveny, P. Renaud, B. Bayle, L. Barbé, M. De Mathelin et A. Gangi. *Design considerations for a novel MRI compatible manipulator for prostate cryoablation*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2011. (Cité en pages 26, 28 et 30.)

[ACS] ACS. American cancer society. (Cité en pages 5 et 6.)

[Alivizatos 2005] G. Alivizatos et A. Skolarikos. *Incontinence and erectile dysfunction following radical prostatectomy : a review*. ScientificWorldJournal, 2005. (Cité en pages 8 et 9.)

[Ang 2004] W.T. Ang. *Active Tremor Compensation in Handeld Instrument for Microsurgery*. Thèse, Université de Carnegie Mellon, 2004. (Cité en page 77.)

[Balasubramanian 2012] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon et E. Burdet. *A Robuste and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 59, no. 8, pages 2126 – 2136, 2012. (Cité en pages 53 et 88.)

[Bassan 2007] H. Bassan, T. Hayes, R.V. Patel et M. Moallem. *A Novel Manipulator for 3D Ultrasound Guided Percutaneous Needle Insertion*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 617 – 622, 2007. (Cité en pages 26, 27, 28, 29 et 30.)

[Bastide 2009] C. Bastide. *Techniques et complications de la prostatectomie totale*. Progrès en Urologie, vol. 19, no. 4, pages 269 – 273, 2009. (Cité en page 8.)

[Baumann 2009] M. Baumann, P. Mozer, V. Daanen et J. Troccaz. *Transrectal ultrasound prostate biopsy tracking with efficient and accurate deformation estimation*. IEEE International Stmposium on Biomedical Imaging, pages 1211 – 1214, 2009. (Cité en page 15.)

[Baumann 2012] M. Baumann, P. Mozer, V. Daanen et J. Troccaz. *Prostate biopsy tracking with deformation estimation*. Medical Image Analysis, vol. 16, no. 3, pages 562 – 576, 2012. (Cité en page 15.)

[Bax 2011] J. Bax, D. Smith, L. Bartha, J. Montreuil, S. Sherebrin, L. Gardi, C. Edirisinghe et A. Fenster. *A compact mechatronic system for 3D ultrasound guided prostate interventions*. Medical Physics, vol. 38, no. 2, pages 1055 – 1069, 2011. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Berkelman 2000] P.J. Berkelman, L.L. Whitcomb, R.H. Taylor et P. Jensen. *A Miniature Instrument Tip Force Sensor for Robot/Human Cooperative Microsurgical Manipulation with Enhanced Force Feedback*. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pages 897 – 906, 2000. (Cité en page 95.)

[Bettini 2004] A. Bettini, P. Marayong, S. Lang, A.M. Okamura et G.D. Hager. *Vision-Assisted Control for Manipulation Using Virtual Fixtures*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 20, no. 6, pages 953 – 966, 2004. (Cité en page 78.)

[Bowyer 2013] S.A. Bowyer, B.L. Davies et F. Rodriguez y Baena. *Active Constraints/Virtual Fixtures : A Survey*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 30, no. 1, pages 138 – 157, 2013. (Cité en page 78.)

[Cagneau 2008] R.B. Cagneau, G. Morel, D. Bellot, N. Zemiti et G.A. d'Agostino. *A Passive Force Amplifier*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2079 – 2084, 2008. (Cité en page 95.)

[Chinzei 2000] K. Chinzei, N. Hata, F. A. Jolesz et R. Kikinis. *MR Compatible Surgical Assist Robot : System Integration and Preliminary Feasibility Study*. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, vol. 1935, pages 921 – 930, 2000. (Cité en pages 26, 28 et 30.)

[Coscia 2014] M. Coscia, V.C.K. Cheung, P. Tropea, A. Koenig, V. Monaco, C. Bennis, S. Micera et P. Bonato. *The effect of arm weight support on upper limb muscle synergies during reaching movements*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 11, no. 1, page 22, 2014. (Cité en page 57.)

[Davies 2004] B. L. Davies, S. J. Harris et E. Dibble. *Brachytherapy—an example of a urological minimally invasive robotic procedure*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 1, no. 1, pages 88 – 96, 2004. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Denavit 1955] J. Denavit et R.S. Hartenberg. *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*. ASME Journal of Applied Mechanics, vol. 23, pages 215 – 221, 1955. (Cité en page 34.)

[Erden 2013] M.S. Erden, B. Rosa, J. Szewczyk et G. Morel. *Understanding Soft Tissue Behavior for Application to Microlaparoscopic Surface Scan*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 60, no. 4, pages 1059 – 1068, 2013. (Cité en page 121.)

[Fichtinger 2002] G. Fichtinger, T.L. DeWeese, A. Patriciu, A. Tanacs, D. Mazilu, J.H. Anderson, K. Masamune, R.H. Taylor et D. Stoianovici. *System for Robotically Assisted Prostate Biopsy and Therapy with Intraoperative CT Guidance*. Academic Radiology, vol. 9, no. 1, pages 60 – 74, 2002. (Cité en pages 26, 28 et 30.)

[Fichtinger 2006] G. Fichtinger, E.C. Burdette, A. Tanacs, A. Patriciu, D. Mazilu, L.L. Whitcomb et D. Stoianovici. *Robotically assisted prostate brachytherapy with transrectal ultrasound guidance—Phantom experiments*. Brachytherapy, vol. 5, no. 1, pages 14 – 26, 2006. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Fichtinger 2008] G. Fichtinger, J.P. Fiene, C.W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D.Y. Song, E.C. Burdette et P. Kazanzides. *Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy*. Medical Image Analysis, vol. 12, no. 5, pages 535 – 545, 2008. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Fischer 2008] G.S. Fischer, I. Iordachita, C. Csoma, J. Tokuda, S.P. DiMaio, C.M. Tempany, N. Hata et G. Fichtinger. *MRI-Compatible Pneumatic Robot for Transperineal Prostate Needle Placement*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 13, no. 3, pages 295 – 305, 2008. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Gross 2011] E. Gross. *Radiothérapie conformationnelle du cancer de prostate*. Progrès en Urologie, vol. 21, no. 11, pages 801 – 807, 2011. (Cité en page 7.)

[Hap] Haption. (Cité en pages 38 et 84.)

[Heikkilä 2008] V. P. Heikkilä et N. Suorsa. *A technique for simultaneous needle insertion in prostate seed implantation*. Physics in Medicine and Biology, vol. 53, no. 4, pages 35 – 39, 2008. (Cité en page 28.)

[Ho 2009] H.S.S. Ho, P. Mohan, E.D. Lim, D.L. Li, J.S.P. Yuen, W.S. Ng, W.K.O. Lau et C.W.S. Cheng. *Robotic ultrasound-guided prostate intervention device : system description and results from phantom studies*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 5, no. 1, pages 51 – 58, 2009. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Hungr 2012] N. Hungr, M. Baumann, J.-A. Long et J. Troccaz. *A 3-D Ultrasound Robotic Prostate Brachytherapy System With Prostate Motion Tracking*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, no. 6, pages 1382 – 1397, 2012. (Cité en pages 26, 28, 29 et 30.)

[Jarrasse 2008] N. Jarrasse, J. Robertson, P. Garrec, J. Paik, V. Pasqui, Y. Perrot, A. Roby-Brami, D. Wang et G. Morel. *Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 1933 – 1939, 2008. (Cité en page 46.)

[Kazerooni 1993] H. Kazerooni. *Extender : a case study for human-robot interaction via transfer of power and information signals*. IEEE International Workshop on Human Communication, pages 10 – 20, 1993. (Cité en pages 94 et 95.)

[Kennedy 2003] C.W. Kennedy et J.P. Desay. *Force Feedback Using Vision*. IEEE International Conference on Advanced Robotics, pages 179 – 184, 2003. (Cité en page 96.)

[Khalil] W. Khalil et E. Dombre. Modélisation, identification et commande des robots. (Cité en page 97.)

[Kim 2007] J. Kim, Y. Kim et J. Kim. *Real-Time Haptic Rendering of Slowly Deformable Bodies Based on Two Dimensional Visual Information for Telemanipulation*. International Conference on Control, Automation and Systems, pages 2448 – 2451, 2007. (Cité en page 96.)

[Koe] Koelis. (Cité en page 15.)

[Kosuge 1993] K. Kosuge, Y. Fujisawa et T. Fukuda. *Control of Robot Directly Maneuvered by Operator*. PIEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, vol. 1, pages 49 – 54, 1993. (Cité en page 94.)

[Krieger 2005] A. Krieger, R.C. Susil, C. Ménard, J.A. Coleman, G. Fichtinger, E. Atalar et L.L. Whitcomb. *Design of a Novel MRI Compatible Manipulator for Image Guided Prostate Interventions*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 2, pages 306 – 313, 2005. (Cité en page 28.)

[Krieger 2011] A. Krieger, I.I. Iordachita, P. Guion, A.K. Singh, A. Kaushal, C. Menard, P.A. Pinto, K. Camphausen, G. Fichtinger et L.L. Whitcomb. *An MRI-Compatible Robotic System With Hybrid Tracking for MRI-Guided Prostate Intervention*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 11, pages 3049 – 3060, 2011. (Cité en pages 26 et 28.)

[Lagerburg 2005] V. Lagerburg, M. A. Moerland, J. J.W. Lagendijk et J. J. Battermann. *Measurement of prostate rotation during insertion of needles for brachytherapy*. Radiotherapy and Oncology, vol. 77, no. 3, pages 318 – 323, 2005. (Cité en page 14.)

[Lamy 2010] X. Lamy, F. Colledani, F. Geffard, Y. Measson et G. Morel. *Human force amplification with industrial robot : Study of dynamic limitations*. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 2487 – 2494, 2010. (Cité en page 95.)

[Li 2004] M. Li et R.H. Taylor. *Spatial Motion Constraints in Medical Robot Using Virtual Fixtures Generated by Anatomy*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1270 – 1275, 2004. (Cité en pages 77 et 78.)

[Marchal 2006] M. Marchal. *Modélisation des tissus mous dans leur environnement pour l'aide aux gestes médico-chirurgicaux*. Thèse, Université Joseph Fourier, 2006. (Cité en page 14.)

[Mozer 2009] P. Mozer, M. Baumann, G. Chevreau, A. Moreau-Gaudry, S. Bart, R. Renard-Penna, E. Comperat, P. Conort, M.O. Bitker, E. Chartier-Kastler, F. Richard et J. Troccaz. *Mapping of transrectal ultrasonographic prostate biopsies : quality control and learning curve assessment by image processing*. Journal of Ultrasound in Medicine, vol. 28, no. 4, pages 455 – 460, 2009. (Cité en page 16.)

[Nisky 2012] I. Nisky, F. Huang, A. Milstein, C.M. Pugh, F.A. Mussa-Ivaldi et A. Karniel. *Perception of stiffness in laparoscopy - the fulcrum effect*. Studies in Health Technology and Information, no. 173, pages 313 – 319, 2012. (Cité en page 94.)

[Ouzzane 2011] A. Ouzzane, P. Coloby, J.-P. Mignard, J.-P. Allegre, M. Soulie, X. Rebillard, L. Salomon et A. Villers. *Recommandations pour la bonne pratique des biopsies prostatiques*. Progrès en Urologie, vol. 21, no. 1, pages 18 – 28, 2011. (Cité en page 9.)

[Park 2001] S. Park, R.D. Howe et D.F. Torchiana. *Virtual Fixtures for Robotic Cardiac Surgery*. IEEE International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pages 1419 – 1420, 2001. (Cité en page 78.)

[Pastor 2004] M.A. Pastor, B.L. Day, E. Macaluso, K.J. Friston et R.S.J. Frackowiack. *The functional neuroanatomy of temporal discrimination*. Journal of Neuroscience, vol. 24, no. 10, pages 2585 – 2591, 2004. (Cité en page 98.)

[Patriciu 2007] A. Patriciu, D. Petrisor, M.. Muntener, D. Mazilu, M. Schar et D. Stoianovici. *Automatic Brachytherapy Seed Placement Under MRI Guidance*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 8, pages 1499 – 1506, 2007. (Cité en pages 26, 28 et 30.)

[Pearle 2009] A. D. Pearle, D. Kendoff, V. Stueber, V. Musahl et J. A. Repicci. *Perioperative Management of Unicompartmental Knee Arthroplasty Using the MAKO Robotic Arm System (MAKOplasty)*. A Supplement to The American Journal of Orthopedics, 2009. (Cité en page 77.)

[Phee 2005] L. Phee, D. Xiao, J. Yuen, C.F. Chan, H. Ho, C.H. Thng, C. Cheng et W.S. Ng. *Ultrasound Guided Robotic System for Transperineal Biopsy of the Prostate*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1315 – 1320, 2005. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Podder 2007] T.K. Podder, W.S. Ng et Y. Yu. *Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 1233 – 1236, 2007. (Cité en pages 28 et 29.)

[Rébillard 2013] X. Rébillard, P. Grosclaude, N. Leone, M. Velten, G. Coureau, A. Villers, J. Irani, T. Lebret, J. Rigaud, C. Pfister, J.-J. Patard, P. Richaud, L. Salomon, P. Coloby et M. Soulié. *Projection de l'incidence et de la mortalité par cancer urologique en France en 2012*. Progrès en Urologie, vol. 23, pages 57 – 65, 2013. (Cité en page 5.)

[Richard 1993] F. Richard et H. Botto. *Cancer de la prostate*. In Traité d'urologie. Editions scientifiques et médicales Elsevier, 1993. (Cité en page 8.)

[Riviere 2003] C.N. Riviere, J. Gangloff et M. de Mathelin. *Measurement of the friction in the sheath of the trocars used in laparoscopy*. ITBM-RBM, vol. 24, pages 217 – 222, 2003. (Cité en page 95.)

[Riviere 2006] C.N. Riviere, J. Gangloff et M. de Mathelin. *Robotic Compensation of Biological Motion to Enhance Surgical Accuracy*. Proceedings of the IEEE, vol. 94, no. 9, pages 1705 – 1716, 2006. (Cité en page 77.)

[Rodriguez 1998] L.V. Rodriguez et M.K. Terris. *Risks and complications of transrectal ultrasound guided prostate needle biopsy : a prospective study and review of the literature*. The Journal of Urology, vol. 160, no. 6, pages 2115 – 2120, 1998. (Cité en page 13.)

[Salcudean 2008] S.E. Salcudean, T.D. Prananta, W.J. Morris et I. Spadinger. *A robotic needle guide for prostate brachytherapy*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2975 – 2981, 2008. (Cité en pages 26, 27, 28 et 30.)

[Salomon 2010] L. Salomon, D. Azria, C. Bastide, P. Beuzeboc, L. Cormier, F. Cornud, D. Eiss, P. Eschwège, N. Gaschignard, C. Hennequin, V. Molinié, P. Mongiat Artus,

J.-L. Moreau, Michel Péneau, M. Peyromaure, V. Ravery, X. Rebillard, P. Richaud, P. Rischmann, F. Rozet, F. Staerman, A. Villers, M. Soulié et al. *Recommandations en oncourologie 2011, cancer de la prostate*. Progrès en Urologie, vol. 20, no. 4, pages 217 –252, 2010. (Cité en page 6.)

[Schneider 2004] C.M. Schneider, A.M. Okamura et G. Fichtinger. *A robotic system for transrectal needle insertion into the prostate with integrated ultrasound*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 1, pages 365 – 370, 2004. (Cité en pages 26, 28 et 30.)

[Siegel 2013] R. Siegel, D. Naishadham et A. Jemal. *Cancer Statistics, 2013*. CA : A Cancer Journal for Clinicians, vol. 36, pages 11 – 30, 2013. (Cité en page 5.)

[Smith-Guerin 2008] N. Smith-Guerin, L. Nouaille, P. Vieyres et G. Poisson. *A medical robot kinematics design approach based on knowledge management*. Industrial Robot : An International Journal, vol. 35, no. 4, pages 316 – 323, 2008. (Cité en page 32.)

[Song 2010] S.E. Song, N.B. Cho, G. Fischer, N. Hata, C. Tempany, G. Fichtinger et I. Iordachita. *Development of a pneumatic robot for MRI-guided transperineal prostate biopsy and brachytherapy : New approaches*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2580 – 2585, 2010. (Cité en pages 26, 27, 28, 29 et 30.)

[Stamey 1993] T.A. Stamey, F.S. Freiha, J.E. McNeal, E.A. Redwine, A.S. Wittemore et H.P. Schmid. *Localized prostate cancer. Relationship of tumor volume to clinical significance for treatment of prostate cancer*. Cancer, vol. 71, no. 3, pages 933 – 938, 1993. (Cité en page 72.)

[Stone 2002] N. N. Stone, J. Roy, S. Hong, Y.-C. Lo et R. G. Stock. *Prostate gland motion and deformation caused by needle placement during brachytherapy*. Brachytherapy, vol. 1, no. 3, pages 154 – 160, 2002. (Cité en page 14.)

[Torterotot 2010] C. Torterotot, P. Mozer, M. Baumann, M.A. Vitrani et G. Morel. *Analysis of endorectal probe kinematics during prostate biopsies*. Hamlyn Symposium on Medical Robotics, pages 47 – 48, 2010. (Cité en page 30.)

[Troccaz 2012] J. Troccaz. Robotique médicale. Hermès/Lavoisier, 2012. (Cité en page 46.)

[van den Bosch 2010] 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 et M.A. Moerland. *MRI-guided robotic system for transperineal prostate interventions : proof of principle*. Physics in Medicine and Biology, vol. 55, no. 5, pages 133 – 140, 2010. (Cité en pages 26 et 28.)

[Villers 2004] A. Villers, D. Mouton, X. Rébillard, D. Chautard, A. Ruffion, F. Staerman et F. Cornud. *Conditions de réalisation et schéma de ponctions lors d'une première série de biopsies prostatiques*. Progrès en Urologie, 2004. (Cité en page 13.)

[Wei 2005] Z. Wei, M. Ding, D. Downey et A. Fenster. *3D TRUS Guided Robot Assisted Prostate Brachytherapy*. Medical Image Computing and Computer-

Assisted Intervention, vol. 3750, pages 17 – 24, 2005. (Cité en pages 26, 27, 28, 30 et 80.)

[Xu 2010] H. Xu, A. Lasso, S. Vikal, P. Guion, A. Krieger, A. Kaushal, L.L. Whitcomb et G. Fichtinger. *Clincal Accuracy of Robot-Assisted Prostate Biopsy in Closed MRI Scanner*. Hamlyn Symposium on Medical Robotics, 2010. (Cité en pages 28 et 31.)

[Yu 2007] Y. Yu, T.K. Podder, Y.D. Zhang, W.S. Ng, V. Misic, J. Sherman, D. Fuller, D.J. Rubens, J.G. Strang, R.A. Brasacchio et E.M. Messing. *Robotic system for prostate brachytherapy*. Computer Aided Surgery, vol. 12, no. 6, pages 366 – 370, 2007. (Cité en pages 26, 27, 28, 29 et 30.)

[Zahraee 2010] A. Hassan Zahraee, J. Kyujin Paik, J. Szewczyk et G. Morel. *Toward the Development of a Hand-Held Surgical Robot for Laparoscopy*. IEEE/ASME Transactions on mechatronics, vol. 15, no. 6, pages 853 – 861, 2010. (Cité en page 77.)

[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, pages 143 – 153, 2007. (Cité en pages 95 et 99.)

[Zhan 2007] Y. Zhan, D. Shen, J. Zeng, L. Sun, G. Fichtinger, J. Moul et C. Davatzikos. *Targetd prostate biopsy using statistical image analysis*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 26, no. 6, pages 779 – 788, 2007. (Cité en page 13.)

Cécile POQUET

Conception et commande d'un robot de comanipulation pour l'assistance à la biopsie de prostate

Résumé

Le cancer de la prostate, fréquent et peu morbide, se diagnostique par des biopsies de prostate. Or ce geste, effectué sous échographie endorectale sur un patient anesthésié localement, est complexe et fournit peu d'informations quantitatives sur les prélèvements. La robotisation des biopsies est vue comme un medium intéressant pour améliorer la qualité du diagnostic du cancer de la prostate.

Le geste chirurgical et son impact sur le diagnostic sont d'abord étudiés, ainsi que les dispositifs robotiques existants. Sur cette base est conçu Apollo, un cobot à actionnement hybride pouvant réaliser plusieurs fonctions d'assistance. Un mode libre permettant à l'urologue de manipuler la sonde échographique sans influence aucune du robot est d'abord présenté. Un mode verrouillé assurant un maintien en position de la sonde à la fois souple et précis est évalué in vitro et in cadavero. Des essais cliniques portant sur ces deux modes ont été autorisés.

Lors de biopsies prostatiques la sonde passe par l'anus du patient, sur lequel il faut exercer le moins d'effort possible. Nous montrons qu'Apollo permet, en utilisant une commande "bras de levier", d'assister le geste via un retour d'effort tout en respectant cette contrainte anatomique. Une telle fonction d'assistance, l'augmentation de raideur apparente de la prostate basée image, est développée sur un prototype à un degré de liberté. Enfin, une assistance automatique à l'ajustement fin de la ligne de visée de l'aiguille par bouclage sur l'image échographique 3D est implémentée et testée.

Plusieurs perspectives de recherche sont présentées en conclusion.

Mots clés : robotique médicale, comanipulation, conception, commande, contrainte anatomique

Résumé en anglais

Prostate cancer, which is frequent but not much morbid, is diagnosed thanks to prostate biopsies. This gesture, which is performed under 2D ultrasound endorectal imaging, is complex and gives little quantitative information about the samples. That's why robotizing biopsies is seen as an interesting way to improve the quality of the prostate cancer diagnosis.

The medical gesture and its impact on the diagnosis are first studied, as well as the existing robotic devices. From this Apollo is designed, a cobot exhibiting an hybrid actuation. Many assistance functions can be realized with this device. A free mode allowing the urologist to manipulate the ultrasonic probe without any influence from the robot is first presented. A locked mode, able to maintain the probe at a given position precisely yet with flexibility is evaluated in vitro and in cadavero. Clinical trials concerning these two modes have been authorized.

During prostate biopsies the probe passes through the patient anus, on which as little efforts as possible must be exerted. We show that Apollo, with a "lever" command, can assist the gesture with a force feedback while respecting this anatomical constraint. Such an assistance function, the image based increase in the prostate apparent stiffness, is developed on a one degree of freedom prototype. Finally, an automatic assistance to the precise positionning of the biopy needle target line based on 3D image looping is implemented and tested.

Some future research interests are presented as a conclusion.

Key words : medical robotics, comanipulation, design, control, anatomical constraint