Robustesse à la variabilité du comportement mécanique du point d'insertion en chirurgie mini-invasive robotisée. Application à la biopsie de prostate

Rémi Chalard

▶ **To cite this version:**

Rémi Chalard. Robustesse à la variabilité du comportement mécanique du point d'insertion en chirurgie mini-invasive robotisée. Application à la biopsie de prostate. Automatique / Robotique. Sorbonne Université, 2019. Français. NNT : 2019SORUS591 . tel-03341197

HAL Id: tel-03341197
https://theses.hal.science/tel-03341197

Submitted on 10 Sep 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

présentée pour obtenir

le grade de docteur délivré par Sorbonne Université

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

présentée et soutenue publiquement par

Rémi CHALARD

Robustesse à la variabilité du comportement mécanique du point d'insertion en chirurgie mini-invasive robotisée. Application à la biopsie de prostate

Soutenue le 13 Décembre 2019 devant le jury composé de :

Philippe CINQUIN	Prof. des Universités - Praticien Hospitalier, UGA	Rapporteur
Tanneguy REDARCE	Prof. des Universités, INSA Lyon	Rapporteur
Véronique PERDEREAU	Prof. des Universités, Sorbonne Université	Éxaminatrice
Pierre MOZER	Prof. des Universités - Praticien Hospitalier, Sorbonne Université	Éxaminateur
Nabil ZEMITI	Maître de Conférences, Université de Montpellier	Éxaminateur
Marie-Aude VITRANI	Maîtresse de Conférences - HDR, Sorbonne Université	Directrice de thèse

Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR)
Pyramide Tour 55-65, 4 place Jussieu
UMR CNRS 7222, INSERM (ERL) U1150, Paris, France

Résumé

Depuis une vingtaine d'années, une nouvelle procédure de chirurgie a vu le jour afin de remplacer la laparotomie (ouverture complète du patient). La chirurgie mini-invasive permet en effet au chirurgien d'opérer un patient sans avoir à l'inciser entièrement. Cette chirurgie consiste à insérer des instruments chirurgicaux à travers des orifices artificiels (trocart) ou naturels (anus, vagin). Cette nouvelle procédure est en pleine expansion. Bien qu'engendrant de nombreux avantages pour le patient (opération plus courte, temps de récupération plus court, quasi-absence de cicatrice, etc) elle entraîne de nombreuses contraintes pour le chirurgien (inversion du mouvement, vision indirecte, fatigue musculaire, etc).

Afin d'ameliorer les conditions de chirurgie pour le praticien, differents systèmes robotisés ont été développés. Ces solutions permettent de comanipuler ou télémanipuler l'outil chirurgical en se basant sur le modèle du bras de levier pour traduire le problème de contrôle d'un instrument à travers un orifice.

Dans cette thèse, il est montré qu'une petite erreur de calibration dans le modèle du bras de levier peut entraîner une grande erreur statique voir une divergence lors de la réalisation de déplacements automatiques appliquée à la chirurgie mini-invasive. Afin d'assurer une minimisation des efforts appliqués sur la zone d'insertion les travaux se concentrent sur les robots anthropomorphiques à poignet libre.

Dans le but de réaliser des délacements automatiques précis, il faut être capable de connaître à tout instant et le plus précisément possible l'interaction entre le poignet du robot et la pointe de l'instrument. Pour cela, deux estimateurs sont développés, implémentés dans une commande sur un robot anthropomorphique à poignet libre et testés sur un set-up expérimental simulant l'insertion d'un instrument chirurgical à travers un orifice.

Après avoir démontré la nécessité de prendre en compte les déformations des tissus pour des opérations telles que la biopsie de la prostate, la commande est utilisée dans une boucle d'asservissement visuel basée sur des images échographiques. Cet asservissement visuel permet de contrôler le positionnement d'une sonde échographique pour des biopsies de prostate.

Mots clés : Robot anthropomorphique à poignet libre, Déplacement automatique, Chirurgie mini-invasive, Estimation du point d'insertion, Commande, Biopsie de prostate.

Abstract

These past twenty years, a new surgical procedure has emerged to replace laparotomy (open surgery). Minimally Invasive Surgery (MIS) allows the surgeon to operate without cutting open the patient. This kind of surgery, which consists in the insertion of surgical tools through artificial (trocar) or natural (anus, vagina) orifices, is spreading rapidly. Even though this technique presents numerous advantages for the patient (a much shorter operation and recuperation time, an almost scar-free surgery, etc), it presents many constraints for the surgeon (reversal of movement, indirect vision, muscle fatigue, etc).

Many robotic devices have been developed to improve the working conditions of the surgeons. These solutions are based on a teleoperation or a co-manipulation of the surgical tool. The lever arm model has been used in the control of the instrument through an orifice.

In this thesis, it is shown that a small calibration error in the lever arm problem can lead to a big static error and even to a divergence during automatic displacements in a Minimally Invasive Surgery context. To minimize the efforts applied to the insertion area, this thesis focuses on a free-wrist anthropomorphic robot.

To automatically move with accuracy, the interaction between the robot wrist and the tool point needs to be known at every time step. Two estimators have been developed and implemented in a control law for a wrist free anthropomorphic robot. This control law has been tested on a experimental setup simulating the insertion of a surgical tool through an orifice.

The need to take the tissues deformations into account once demonstrated for surgeries such as prostate or uterine biopsy, the control law has been used in a visual servoing loop based on ultrasound images. This visual servoing can be used to control the position of an ultrasound probe for prostate biopsies.

Keywords : Free wrist anthropomorphic robot, Automatic displacement, Keyhole surgery, Insertion point estimation, Control law, Prostate biopsies.

Table des matières

Résumé i

Abstract ii

Introduction 1

Partie 1 : Contrôle en position d'un robot anthropomorphique à poignet libre 5

1 Robotique et chirurgie mini-invasive 7
- 1.1 Chirurgie Mini-Invasive (MIS) . . . 7
- 1.2 La chirurgie mini-invasive robotisée . . . 9
  - 1.2.1 Les robots à centre de rotation déporté (RCM) . . . 11
    - Mécaniquement contraint . . . 11
    - Contraint par la commande . . . 11
    - Robot à poignet libre . . . 14
  - 1.2.2 Robot à "poignet libre" et positionnement automatique . . . 15
- 1.3 Conclusion . . . 19

2 Commande d'un bras robotisé de type poignet libre 21
- 2.1 Commande bas niveau d'un bras robotisé anthropomorphique avec un poignet libre . . . 22
  - 2.1.1 Les robots anthropomorphiques à poignet libre . . . 22
  - 2.1.2 Commande bas niveau du robot . . . 25
    - Le mode libre . . . 26
    - Le mode bloqué . . . 27
- 2.2 Contrôle de la pointe de l'instrument pour des déplacements automatiques 28
  - 2.2.1 Contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée de la pointe de l'instrument . . . 29
    - Commande en boucle ouverte . . . 29
    - Commande en boucle fermée . . . 31
- 2.3 Impact de l'estimation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ . . . 31

Simulation 1 . . . 32
Simulation 2 . . . 33
Simulation 3 . . . 35
2.4 Conclusion . . . 37

3 Estimation de la matrice d'interaction J en robotique médicale 39
3.1 Modèle du Bras de Levier Adaptable (BLA) . . . 40
3.2 Modèle de Broyden . . . 42
3.3 Evaluation et comparaison de l'interaction Patient / Instrument en simulation . . . 44
3.3.1 Procédure d'identification . . . 44
3.3.2 Acquisition de données robot . . . 45
3.3.3 Reconstruction off-line de la matrice d'interaction . . . 47
3.4 Validation expérimentale . . . 51
3.4.1 Set-up expérimental . . . 51
3.4.2 Résultats pour le modèle du Bras de Levier Adaptable (BLA) . . . 53
3.4.3 Résultats pour le modèle basé sur la méthode de Broyden . . . 54
3.5 Integration de l'estimateur dans une loi de commande . . . 56
3.5.1 Simulation de l'estimateur de Broyden dans la boucle fermée . . . 57
3.5.2 Déplacement réel du robot à partir du contrôle en boucle fermée . 58
3.6 Conclusion . . . 62

Partie 2 : Asservissement visuel appliqué à la biopsie de la prostate échoguidée 64

4 Application médicale 65
4.1 Le cancer de la prostate . . . 65
4.1.1 Le dépistage de cancer de la prostate . . . 66
4.1.2 Options thérapeutiques . . . 67
Suivi du cancer sans traitement . . . 67
L'irradiation des cellules cancéreuses . . . 67
La prostatectomie . . . 69
4.1.3 La biopsie de prostate . . . 70
Qu'est-ce qu'une biopsie de prostate ? . . . 71
4.1.4 L'assistance robotisée pour la biopsie de la prostate . . . 74
Guidage . . . 74
Voie d'accès . . . 75
4.1.5 Centre de rotation de la sonde . . . 77
4.1.5.1 Analyse de données cliniques . . . 78
4.1.5.2 Identification du centre de rotation moyen de la sonde . . . 79
4.1.5.3 Reconstruction de biopsies basée sur le modèle de la litterature . . . 80
4.2 Conclusion . . . 82

5 Asservissement visuel d'une sonde échographique basé sur des données images 85

5.1 Principe de fonctionnement de l'asservissement visuel 86
5.2 L'UROSTATION® : asservisement visuel "Look and Move" 88
5.3 Le mode AUTOFocus : asservissement visuel basé sur les données UROSTATION® 90
5.4 Set-up exprérimental 95
5.5 Résultats 96
5.6 Conclusion 97

6 Conclusion 99

Bibliographie 103

Annexes 113

A Méthode d'estimation de la matrice de Broyden 115

B Biopsie de l'uterus 119

B.1 Le Cancer de l'uterus 119
B.1.1 Qu'est-ce qu'une biopsie d'utérus 121
B.1.2 Limite de la méthode du bras de levier fixe dans la commande d'un robot pour la biopsie d'utérus 123
B.2 Conclusion 125

Table des figures

1.1 Exemple 1 de chirurgie mini-invasive [Candalh-Touta, 2018] 7
1.2 Exemple 2 de chirurgie mini-invasive [campus, 2019] 8
1.3 Schéma de l'hypothèse du point fixe 10
1.4 Insertion d'un instrument chirurgical tenu par un robot à poignet libre à travers un point d'insertion avec la dissociation de A et R. 10
1.5 Exemple d'un robot à centre de rotation déporté mécaniquement contraint : le robot Viky-UP [Akrivos and Barton-Smith, 2013] 12
1.6 Exemple d'un robot à centre de rotation déporté contraint par la commande : le robot Da Vinci [Intuitive, 2019] 13
1.7 Exemples de robots à centre de rotation déporté (RCM) passifs : le robot AESOP / ZEUS et le robot EndoAssist [Sackier and Wang, 1994], [Aiono S, 2002] 14
1.8 Exemple de robots à 6 degrés de liberté (3 actifs et 3 passifs) munis de capteurs de position articulaire [Gruijthuijsen et al., 2019] 16
1.9 Principe de fonctionnement de l'algorithme de détection du point de rotation réel de l'instrument A 17
1.10 Explication de l'algorithme de détection du point de rotation de l'instrument déterminé par le robot R 17

2.1 Exemples de robots anthropomorphiques à poignet libre [Haption, 2019], [Gruijthuijsen et al., 2019], [Chalard et al., 2018a] 23
2.2 Cinématique des robots à poignet libre 24
2.3 Commande du centre du poignet du robot W 28
2.4 Exemple simple de la complexité de positionnement précis de la pointe d'un instrument (T) en déplaçant l'effecteur du robot (W) 29
2.5 Contôle en boucle ouverte de la pointe de l'instrument 30
2.6 Contôle de la pointe de l'instrument en boucle fermée 31
2.7 Modèle simple pour simluer les effets du bras de levier. 32
2.8 Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction parfaite. 33
2.9 Résultats de la simulation au point T pour les deux contrôleurs, lorsque $\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}$ 34
2.10 Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction incorrecte. 34
2.11 Résultats de la simulation au point T pour les deux contrôleurs, lorsque $\hat{\mathbf{J}} \neq \mathbf{J}$ 35
2.12 Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction totalement éronée. 36

2.13 Divergence du contrôleur (2.12) lorsque l'erreur d'estimation devient importante . . . 36

3.1 Schéma de la procédure d'identification de système . . . 44
3.2 Montage expérimental sans contrainte environnementale (à gauche) et dans un fantôme anatomique (à droite) . . . 46
3.3 Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant les deux expériences avec l'estimateur BLA. . . . 48
3.4 Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant les deux expériences déterminée avec l'estimateur de Broyden. . . . 49
3.5 Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant le 'mouvement 2' déterminée avec le modèle de bras de levier fixe. . . . 50
3.6 Commande en boucle ouverte du robot à poignet libre pour des déplacements automatiques fin de la pointe de l'instrument prenant en compte l'elasticité de l'environnement. . . . 51
3.7 Set-up expérimental et définition des cibles. . . . 52
3.8 Déplacement de la pointe de l'instrument suivant l'axe $\overrightarrow{x}$ . . . 53
3.9 Déplacement de la pointe de l'instrument suivant l'axe $\overrightarrow{z}$ . . . 54
3.10 Déplacement de la sonde entre les cibles 1, 2, 3 et 4 mettant en lumière une zone de passage de la sonde . . . 54
3.11 Erreur moyenne de la tâche de pointage avec les deux estimateurs étudiés. 55
3.12 Commande en boucle fermée d'un robot à poignet libre pour des déplacements automatiques de la pointe de l'instrument prenant en compte l'elasticité de l'environnement. . . . 56
3.13 Divergence du contrôleur (2.12) lorsque l'erreur d'estimation de $\mathbf{J}$ est trop grande et non mise à jour. . . . 57
3.14 Simulation d'une tâche de ciblage au point T avec le contrôleur adaptatif basé sur l'estimateur de broyden avec une très grande erreur d'estimation initiale. . . . 58
3.15 Description du montage expérimental avec le robot et l'interface. . . . 59
3.16 20 déplacements de 20 mm avec la commande en boucle fermée sans mise à jour de $\widehat{\mathbf{J}}$, tel que défini dans la figure.2.6 . . . 60
3.17 20 déplacements de 20 mm avec la commande en boucle fermée et adaptation en continu de $\widehat{\mathbf{J}}$, tel que défini dans la figure.3.12 . . . 60
3.18 Temps de convergence pour les 40 essais (Contrôleur sans adaptation vs Contrôleur avec adaptation) . . . 61
3.19 Mise en lumière d'une "zone de passage" dans le set-up expéreimental développé . . . 61

4.1 Anatomie génitale de l'homme [Recos, 2018] . . . 66
4.2 Image d'une séance de radiothérapie [Société, 2018] . . . 68
4.3 Schéma d'une prostatectomie radicale [Institut, 2019] . . . 69
4.4 Exemple de pistolets de biopsies [velmed, 2019] . . . 71

4.5 Schéma d'un examen de biopsie de la prostate . . . 72
4.6 Robot totalement autonome conçu spécifiquement pour les IRM [Stoianovici et al., 2014] . . . 74
4.7 Robot conçu pour les IRM avec l'intervention du chirurgien pour la réalisation des biopsies [Song et al., 2013] . . . 75
4.8 Exemple de robot pour la biopsie de prostate par la voie transpérinéale [Hungr et al., 2012] . . . 76
4.9 Le robot Apollo avec un schéma de son modèle cinématique . . . 77
4.10 Photo de l'installation du robot pour un examen de biopsies de la prostate. Illustration issue de [Chalard et al., 2018a] . . . 78
4.11 Identification du point d'insertion A considéré fixe . . . 79
4.12 Définition de l'erreur de position . . . 80
4.13 Données typiques enregistrées en continu pendant une session de biopsies pour un patient. . . . 80
4.14 Erreur de positionnement observée pour toutes les configurations de biopsie au cours d'une intervention pour un patient. . . . 81
4.15 Extension de la figure.4.14 aux 9 patients retenus pour l'étude. . . . 82
4.16 Statistique de l'erreur de norme pour chaque patient . . . 82

5.1 Schéma de principe de l'asservissement visuel. . . . 87
5.2 Image de l'Urostation Touch® avec laquelle les expérimentations ont été réalisées et capture d'écran d'une cartographie de biopsies. . . . 88
5.3 Schéma des 3 images échographiques 3D déphasées de ±60° permettant de définir le volume de référence (vert) et son repère fixe R_{pano} . . . 89
5.4 Schéma d'une carotte de biopsie (vert clair), de son centre (cercle vert foncé), de la cible (rouge), du centre de la cible (cercle rouge foncé), [koelis, 2019][Modifié] . . . 91
5.5 Esquisse des changements de repères nécessaires pour controler l'erreur de positionnement définie dans l'image 'panorama'. . . . 92
5.6 Schéma des repères R_{fixe} et R_T. . . . 93
5.7 Schéma des repères R_{pano}, R_T et R_0. . . . 93
5.8 Schéma d'asservissement visuel contrôlant la pointe de l'instrument échographique. . . . 94
5.9 Set-up expérimental pour un asservissement de la pointe de la sonde basé sur des images échographiques. . . . 95
5.10 Erreur calculée par le mode AUTOFocus avec les déplacements du robot en deux itérations. . . . 96
5.11 Zoom sur les placements des biopsies virtuelles après des déplacements automatiques fins. . . . 96

B.1 Description de l'utérus avec tous les types de tumeurs [Smith and Pharm, 2018]. En bleu (étiquette 1) ce sont les tumeurs sous-muqueuses, en jaune (étiquette 2,3,4) les tumeurs intramurales et en orange (étiquette 5) les tumeurs sous-séreuses. . . . 120
B.2 La procédure classique qui ne permet pas d'identifier la classification des fibromes VS la nouvelle procédure qui la prend en compte. . . . 122
B.3 Routine clinique pour l'échographie transvaginale et la description vaginale mesurée [Luo et al., 2016], modifié. . . . 123
B.4 Espace de travail nécessaire pour manipuler la sonde dans le vagin . . . 124

Introduction

Contexte

Depuis une vingtaine d'années, la chirurgie mini-invasive qui consiste à insérer des instruments chirurgicaux à travers des orifices artificiels (trocart) ou naturels (anus, vagin) est en pleine expansion. Cette nouvelle procédure engendre de nombreux avantages pour le patient (opération plus courte, temps de récupération plus court, quasi-absence de cicatrices, etc) cependant elle entraîne de nombreuses contraintes pour le chirurgien (inversion du mouvement, vision indirecte, fatigue musculaire, etc).

Afin d'assister le chirurgien pour cette chirurgie, de nombreux systèmes robotisés ont emergé. Que cela soit des robots télémanipulés ou comanipulés, mécaniquement contraints ou sous actionnés afin de ne pas abîmer les tissus autour de la zone d'insertion de l'instrument chirurgical, ils font tous l'hypothèse que le problème peut être modélisé comme un problème à bras de levier.

Dans cette thèse, la réalisation de déplacements automatiques précis appliquée à la chirurgie mini-invasive, est étudiée. Afin d'assurer une minimisation des efforts appliqués sur la zone d'insertion les travaux se concentrent sur les robots anthropomorphiques à poignet libre. N'ayant que les 3 premiers degrés de liberté de contrôlable, le placement précis de l'instrument dépend de l'interaction entre le centre du poignet du robot et la pointe de l'instrument.

Une telle hypothèse peut entraîner de grandes erreurs pour des tâches de positionnement automatique précis. En effet, si le point de rotation issu du modèle du bras de levier est mal estimé ou mal positionné, des erreurs de plusieurs millimètres peuvent apparaître.

Objectifs de la thèse

Dans le but de réaliser des délacements automatiques précis, il faut être capable de prendre en compte l'environnement de la zone d'insertion de l'instrument. C'est à dire connaître l'interaction entre le poignet du robot et la pointe de l'instrument ; celle-ci étant impactée par les déformations des tissus proches de la zone d'insertion de l'instrument. Ainsi, cette thèse a deux objectifs principaux :

- contrôler un robot à poignet libre pour qu'il réalise des déplacements automatiques précis dans un environnement inconnu et variable dans le temps ;
- appliquer ces lois de commande à un cas clinique réel, à savoir le positionnement d'aiguilles sous échographie.

Elle se décompose en 5 chapitres :

PARTIE 1 : Contrôle en position d'un robot à poignet libre

- Chapitre 1 : Dans ce chapitre, la chirurgie mini-invasive est introduite permettant de comprendre la nécessité d'utiliser l'assistance robotique. Une revue des solutions robotiques existantes pour traiter le problème issu de l'insertion d'un instrument chirurgical à travers un orifice est réalisée.
- Chapitre 2 : Dans ce chapitre, les systèmes robotiques anthropomorphiques à poignet libre étant la solution retenue pour cette thèse, ils sont plus amplement étudiés. La conception ainsi que les lois de commandes nécessaires pour réaliser des déplacements automatiques avec ces robots lors de chirurgies mini-invasives sont expliquées. Enfin, la problématique de la matrice d'intéraction $\mathbf{J}$ est mise en lumière.
- Chapitre 3 : Dans ce chapitre, deux solutions capables d'estimer en temps réel la matrice d'interaction $\mathbf{J}$, qui est prépondérante pour commander des déplacements automatiques, sont développées. Ces deux estimateurs sont testés et validés en simulation sur des données acquises par le robot et post-traitées. Les commandes et les estimateurs validés en simulation sont ensuites testés pour des déplacements automatiques sur un set-up experimental reproduisant une zone d'insertion non fixe.

PARTIE 2 : Asservissement visuel appliqué à la biopsie de la prostate échoguidée

- Chapitre 4 : Dans ce chapitre, les commandes et les estimateurs developpés dans les chapitres 2 et 3 sont contextualisés cliniquement . L'étude des gestes echoguidés

basée sur des données recueillies lors d'une étude pilote sur la biopsie de prostate permet de montrer la nécessité de prendre en compte les déformations de la zone d'insertion de l'instrument pour obtenir des déplacements automatiques fins robotisés précis.

- Chapitre 5 : Dans ce chapitre, un asservissement visuel basé sur l'imagerie échographique et les commandes definies aux chapitres 2 et 3 est developpé pour le domaine applicatif développé dans le chapitre 4 : la biospsie de prostate.

Chapitre 6 : Dans ce chapitre, les conclusions de cette thèse sont présentées aisi que plusieurs pistes de prolongement de ces travaux.

Contributions Scientifiques :

Durant cette thèse, plusieurs verrous scientifiques peu explorés dans le domaine de la robotique chirurgicale on été abordés et ont fait l'oeuvre de plusieurs contributions.

- Commande de déplacements automatiques précis avec un robot anthropomorphique à poignet libre ;
- Réfutation du modèle de la littérature du bras de levier fixe pour la commande d'un robot anthropomorphique à poignet libre ;
- Développement de modèles capables d'estimer en continu l'interaction entre un instrument chirurgical et la zone d'insertion de cet outil à travers un orifice artificiel ou naturel.

Pour coroborer ces contributions, ces travaux ont fait l'objet de 5 publications dont 1 est en cours de révision :

- Journal :

  1. Chalard, R. and Reversat, D. and Morel, G. and Mozer, P. and Vitrani, M.-A. (2018). Precisely positioning the tip of an instrument inserted through an orifice with a free wrist robot. Application to prostate biopsies. *IJCARS*. Vol 13 No 5 Pages 611-618. Best paper award - runner up.

- Conférence Internationale avec acte :

  2. Chalard, R. and Reversat, D. and Morel, G. and Vitrani, M.-A. (2018). AUTOFocus : Reaching a target in the prostate with a 3D-ultrasound image-based control law. *The Hamlyn Symposium on medical robotics*. Pages 1-3.

3. Tajeddine, N. and Vitrani, M.-A. and Chalard, R. (2019). Transvaginal Uterine Biopsy : Robot Comanipulation.*SURGETICA*. Pages 90-93.

- Conférence Internationale sans acte :

  4. Chalard, R. and Reversat, D. and Morel, G. and Vitrani, M.-A. (2017). Estimation of interaction matrix including anus elasticity in real time to control the probe tip in prostate biopsy. *SURGETICA*. 1-3.

- Papiers en cours de révision :

  5. Chalard, R. and Reversat, D. and Morel, G. and Vitrani, M.-A. (2019). Fast and accurate intracorporeal targeting through an anatomical orifice exhibiting unknown behavior. *IEEE ICRA International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*.

  De plus un article développant une nouvelle application médicale (la biopsie de l'uterus est en cours de rédaction :
  6. Chalard, R. and Reversat, D. Fazel, A. and Vitrani, M.-A. (2019). A Novel system for uterine biopsy : Precise positioning despite ill-known elasticity environment. *IEEE T-MRB - Transactions on Medical Robotics Bionics*.

Durant cette thèse, ces travaux ont également été présentés sous forme de communications orales à diverses reprises lors de colloques internes (Journée des Doctorants 2017 / 2018, Journée de l'école Doctorale 2018) mais également lors d'une journée du GDR organisée le 20 juin 2019 par le GT3 : "Instrumentation et contrôle pour la manipulation / co-manipulation robotisée".

PARTIE 1

Contrôle en position d'un robot à poignet libre

Chapitre 1

Robotique et chirurgie mini-invasive

1.1 Chirurgie Mini-Invasive (MIS)

Lors d'une chirurgie mini-invasive, les instruments et les appareils d'imagerie sont insérés dans le patient par de petits orifices. L'orifice peut être créé par le chirurgien, par exemple lors d'une chirurgie laparoscopique où les canules sont positionnées à travers la paroi abdominale (cf figure.1.1). Il peut aussi être naturel, par exemple lors d'une biopsie de la prostate où une sonde à ultrasons et une aiguille sont insérées dans l'anus et le rectum du patient comme sur la figure.1.2.

La chirurgie mini-invasive, est considérée comme l'un des plus grands succès de l'histoire de la chirurgie moderne [Litynski, 1999].

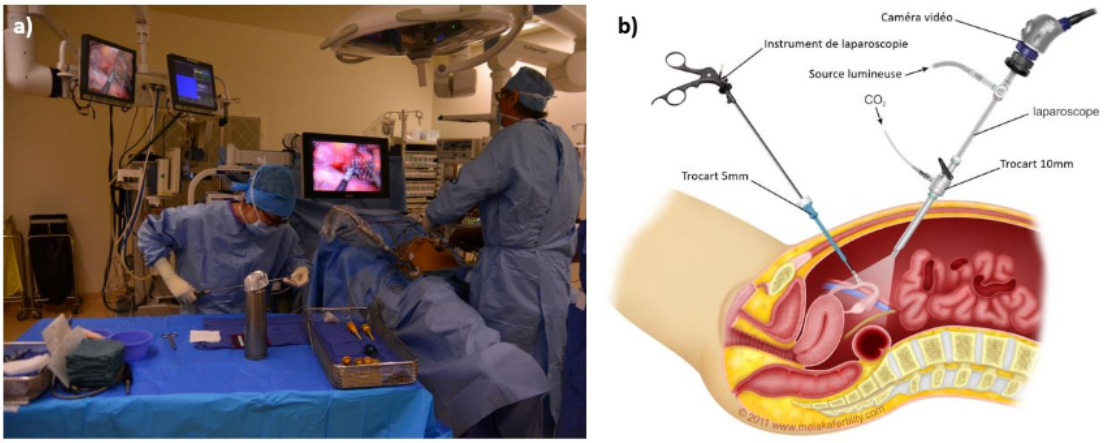


FIGURE 1.1: Exemple 1 de chirurgie mini-invasive [Candalh-Touta, 2018]

En effet, par rapport à la chirurgie ouverte conventionnelle ou laparotomie, la chirurgie mini-invasive présente de nombreux avantages pour le patient [Schneider et al., 2004], [Lanfranco et al., 2004], tels que :

- moins de dommages collatéraux aux tissus sains,
- moins de douleur post-opératoire,
- moins de risque d'infection,
- un séjour hospitalier plus court,
- une guérison plus rapide.

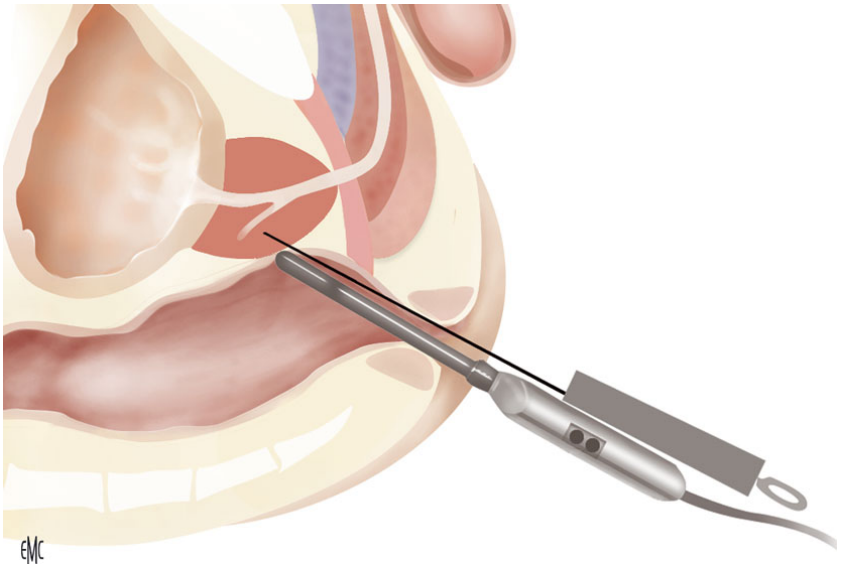


FIGURE 1.2: Exemple 2 de chirurgie mini-invasive [campus, 2019]

Cependant, cette nouvelle approche de la chirurgie aux nombreux avantages pour les patients n'en est que plus contraignante pour le praticien. Plusieurs problèmes majeurs peuvent être identifiés :

- la présence d'un "point d'insertion" pour un instrument (sonde, laparoscope, endoscope, ...) provoque des restrictions cinématiques avec l'apparition de l'effet du bras de levier mieux connu comme le *fulcrum effect* [Sutter et al., 2013] [Kunde et al., 2007] ;
- Le chirurgien perd le retour visuel direct qu'il avait lors de la laparotomie et doit désormais se servir des retours visuels indirects que lui offre les endoscopes, les sondes à ultrasons, les imageries IRM, etc. Dans [Dharia and Falcone, 2005], il est montré que la perte de la vision directe compromet la coordination visuomotrice.
- Toujours en lien avec le retour visuel offert au chirurgien, l'utilisation d'écrans pour visualiser les images des endoscopes, caméras, echographes, etc entraîne une perte de la profondeur due au retour visuel 2D [Holden et al., 1999].
- Le retour haptique est très altéré. Le moyen le plus sûr d'estimer les forces appliquées sur les tissus est de regarder les déformations des organes dans l'image [Bholat et al., 1999].

- Un dernier point désavantageux pour le chirurgien provient du maintien du système d'imagerie. Dans les chirurgies mini-invasives, cette tâche revient à un interne qui doit maintenir la position de l'imageur (endoscope, sonde, etc) le plus précisément possible. Or à cause des tremblements humain et/ou la fatigue due à la durée de l'opération, il est difficile pour un humain de rester parfaitement immobile. De ce fait, l'image bouge sans cesse pouvant donner un mal de mer au chirurgien qui fixe l'écran [Avellino et al., 2019].

De plus, l'installation lors de l'intervention entraîne parfois une mauvaise ergonomie pour les chirurgiens due à la longueur des instruments, ce qui entraîne de la fatigue et parfois des tremblements [Ortmaier, 2003].

Cependant, depuis une vingtaine d'années, la chirurgie mini-invasive robotisée à vue le jour afin d'améliorer les conditions d'opérations au bloc en assistant le chirurgien pour des tâches précises.

1.2 La chirurgie mini-invasive robotisée

Lors d'une chirurgie mini-invasive, le chirurgien doit faire face à plusieurs contraintes qui n'étaient pas présentes en laparatomie. En effet, bien qu'avantageuse pour le patient, la chirurgie mini-invasive est encore relativement peu pratiquée. Parmi toutes les contraintes, celle qui sera adressée dans cette thèse est la contrainte appelée "effet du bras de levier" qui, dans la littérature [Nisky et al., 2012], est liée à l'insertion de l'instrument à travers un orifice. Lorsque les outils sont insérés à travers un orifice, les mouvements du chirurgien sont réfléchis de manière contre-intuitive. De plus, les forces sont amplifiées entre les extrémités distale et proximale.

Dans le cadre de la robotique chirurgicale, et quelque soit l'approche retenue (télémanipulation ou comanipulation), de nombreux systèmes robotisés se concentrent sur la réponse à cette problématique. Pour ne pas abîmer les tissus autour de l'orifice et réduire les douleurs du patient en cas d'anesthésie locale, les forces appliquées au niveau de la zone d'insertion doivent être réduites au minimum lors de la manipulation des instruments. Lorsqu'un robot est utilisé pour manipuler un instrument, une solution cinématique est couramment utilisée pour obtenir une telle minimisation de la force. A savoir, le robot ne permet que les mouvements de l'instrument sur 4 degrés de liberté : une translation le long de l'axe de l'instrument et trois rotations autour d'un point donné R (cf figure.1.4).

Le modèle sous-jacent à ce choix est que, du fait de l'épaisseur de la chair à traverser et du comportement élastique de la zone transpercée, la rigidité du corps est maximale

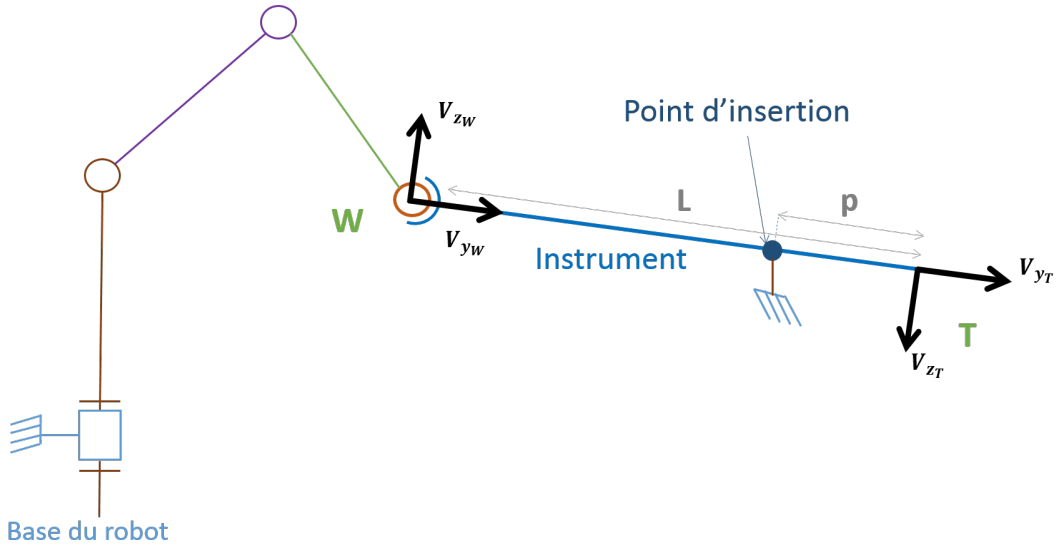


FIGURE 1.3: Schéma de l'hypothèse du point fixe

à un point anatomique A situé à quelques millimètres sous la surface externe du corps, alors que la rigidité en rotation est faible comparativement à la rigidité linéaire au point A (cf figure.1.4). Par conséquent, la minimisation des forces d'interaction au niveau de la zone de l'orifice est supposée être résolue en obtenant $R = A$.

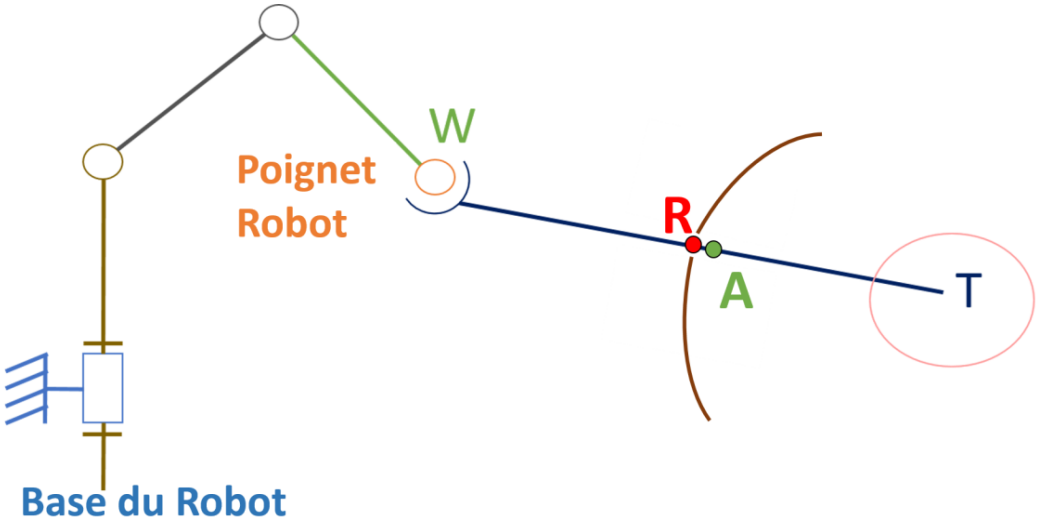


FIGURE 1.4: Insertion d'un instrument chirurgical tenu par un robot à poignet libre à travers un point d'insertion avec la dissociation de A et R.

Il est possible d'écrire la relation entre la main du chirurgien et la pointe de l'instrument comme une fonction linéaire entre la longueur de l'instrument inséré dans le patient et sa longueur totale (cf.figure.1.3). Ainsi, il est fait l'hypothèse que le point d'insertion de l'instrument joue le rôle d'une liaison linéaire-annulaire qui restreint les mouvements du chirurgien à 4 degrés de libertés (3 rotations et 1 translation). Dans la pratique,

cette hypothèse se décrit comme une contrainte de point fixe imposée par l'anatomie de l'orifice par lequel passe l'instrument chirurgical durant toute une opération.

Il en découle le modèle à bras de levier conventionnel permettant de lier les mouvements de l'effecteur du robot avec la pointe de l'instrument. L'estimée directe de la matrice d'intéraction, noté $\hat{\mathbf{J}}$ s'écrit alors comme :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -\frac{p}{(L-p)} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{p}{(L-p)} \end{pmatrix} \tag{1.1}$$

où $L = \left\|\overrightarrow{WT}\right\|$ correspond à la longueur de l'instrument tenu par le robot et p la distance entre la pointe de l'intrument T et le point de rotation fixe A comme explicité par la figure.1.3. D'un point de vue technique, avec une telle hypothèse, un robot permettant de manipuler l'instrument doit posséder au moins 4 degrés de liberté.

Se basant sur cette hypothèse, les équipes de recherches ont développés deux approches différentes afin de prendre cet effet de bras de levier en compte lors du contrôle d'un robot permettant l'assistance aux gestes chirurgicaux en chirurgie mini-invasive.

1.2.1 Les robots à centre de rotation déporté (RCM)

En se basant sur l'hypothèse que, dans la cirurgie mini-invasive, le point de rotation de l'instrument est fixe et joue le role d'une liaison linéaire annulaire, les robots développés pour réaliser les tâches demandées doivent posséder au moins 4 degrés de liberté et pouvoir admettre un centre de rotation déporté (RCM).

Dans ces mécanismes, le RCM peut être mécaniquement contraint, contraint par la commande ou découler de l'utilisation de robots à poignet libre :

Mécaniquement contraint Cette catégorie de robot le RCM est défini et mécaniquement imposé par la structure cinématique du robot. C'est par exemple le cas pour un module sphérique à centre de rotation déporté composé de 3 articulations rotoïdes concourantes comme sur le robot Otelo utilisé pour la télééchographie [Bassit, 2005], ou pour les robots de chirurgie laparoscapiques tels que le robot Viky-UP [Endocontrol, 2019] (cf figure.1.5) ou le robot MC2E qui est un manipluateur plus compact qui reprend en partie cette conception mécanique [Zemiti et al., 2007].

Contraint par la commande D'autres systèmes robotiques ont fait le choix d'utiliser des robots à 6 degrés de liberté motorisés. Cette solution permet de contrôler avec

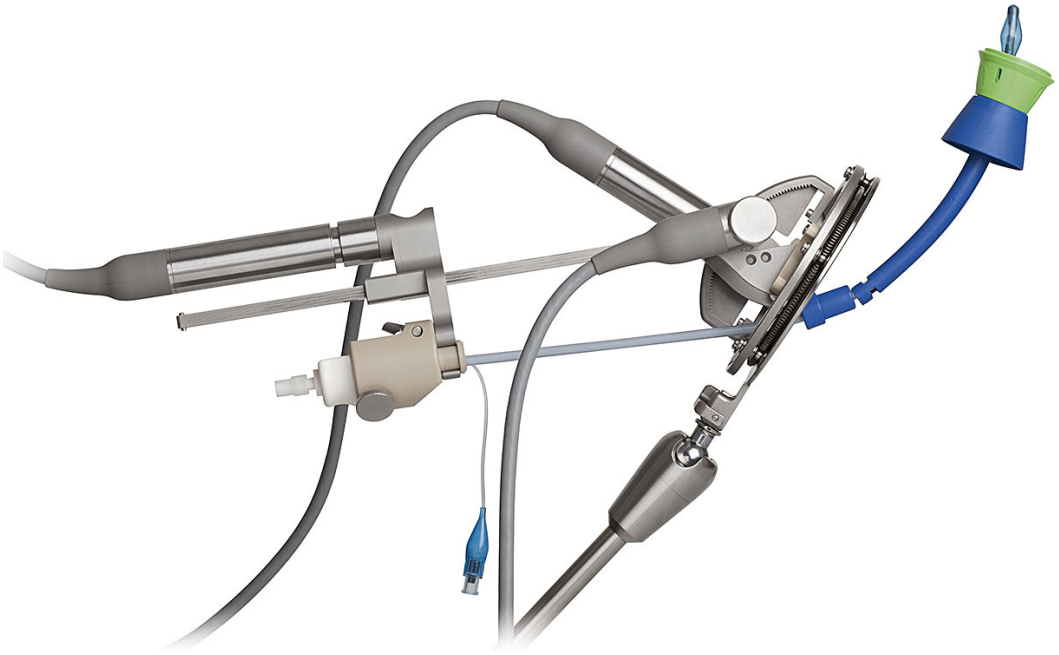


FIGURE 1.5: Exemple d'un robot à centre de rotation déporté mécaniquement contraint : le robot Viky-UP [Akrivos and Barton-Smith, 2013]

précision l'instrument chirurgical. Cependant, afin de pouvoir appliquer ces robots à la chirurgie mini-invasive, il est necessaire de calculer un point de rotation virtuel qui contraint la commande du robot. Dans la pratique, le point logiciellement contraint doit être calibré pour correspondre au point d'insertion de l'instrument chirurgical à travers un orifice. Dans cette catégorie de robot, il est impossible de ne pas citer la structure dite du parallélogramme du robot Da Vinci (Intuitive Surgical, Mountain View, CA, USA) pour la chirurgie endoscopique [Intuitive, 2019] (cf figure.1.6).

Ce robot est le système robotique appliqué au domaine médical le plus largement accepté et vendu à travers le monde. Grâce au mécanisme maître-esclave complet, le chirurgien peut opérer à distance à partir d'une console "maître" physiquement séparée du patient. Le chirurgien peut manipuler intuitivement les instruments avec une bonne coordination visuo-moteur et une meilleure visualisation. De plus, un meilleur confort postural est obtenu grâce à la console de commande ergonomique.

De manière générale, que le centre de rotation déporté (RCM) soit mécaniquement contraint ou alors contraint par la commande, le but est de faire coincider le centre de rotation déporté avec le point de rotation induit par l'insertion d'un instrument à travers le patient. Dans le cas des robots contraints par la commande, une étape de calibration est

FIGURE 1.6: Exemple d'un robot à centre de rotation déporté contraint par la commande : le robot Da Vinci [Intuitive, 2019]

généralement nécessaire. Pour les robots mécaniquement contraints, l'étape d'installation se révèle longue et fastdieuse. Il faut réussir à positionner correctement la base du robot par rapport à l'incision sur le patient sous peine de voir le comportement du système robotisé totalement détérioré. Cette étape prend souvent plusieurs minutes afin de trouver la bonne position pour que le robot ne gêne pas le chirurgien et qu'il est son centre de rotation déporté R concomittant avec le centre de rotation du l'instrument A.

Dans le contexte de la chirurgie mini-invasive, que le centre de rotation déporté (RCM) soit mécaniquement contraint ou alors imposé par la commande d'un robot à 6 degrés de liberté commandables, une erreur de positionnement du centre de rotation de l'instrument peut s'avérer gênante voir dramatique dans certains cas. En effet, la transmission d'effort étant liée à la longueur de l'instrument insérée, si le centre de rotation du robot est mal calibré par rapport au patient, cela peut entraîner un effort trop ou pas assez conséquent au niveau de la pointe de l'instrument. Deux exemples simples :

- Si la calibration est mal réalisée et que les efforts transmis sont trop faibles, une tâche de maintien en position d'un organe tenu par un instrument chirurgical peut être dégradée et le maintien de l'organe peut ne plus être réalisé.

- *A contrario* si l'effort transmis est trop élevé alors l'instrument pourrait endommager l'organe.

Robot à poignet libre Afin de s'assurer que les efforts appliqués sur la zone d'insertion sont minimisés, il est necessaire de ne pas contraindre l'orientation de l'instrument avec le robot. Pour ce faire, il est possible de concevoir un robot possédant ses deux (ou trois) dernières articulations comme rotoïdes et passives. Dans ce cas, le RCM est lié au trocart / zone d'insertion. En effet l'orientation de l'instrument est commandée par les efforts de contact entre la zone d'insertion et la position de l'effecteur du robot. Dans ce cas le point R disparaît et l'instrument tourne directement autour de A. Cependant, ce point est totalement inconnu par le robot. Cette solution est considérée comme plus sûre bien que cette sécurité soit réalisée au détriment de la précision des mouvements et de la rigidité du système.

Dans cette catégorie de robot à RCM passif pour la chirurgie mini-invasive, le système AESOP / Zeus [Sackier and Wang, 1994] (cf figure.1.7), qui était utilisé en laparoscopie, est le plus connu. Ce robot servait d'interface entre le chirurgien et le patient. Il appartenait à la classe des comanipulateurs qui sont utilisés comme une assitance au contrôle du geste désiré. c'est un paradigme impliquant un robot et un utilisateur manipulant simultanément une charge ou un outil [Rahman et al., 1999], [Lamy et al., 2009].

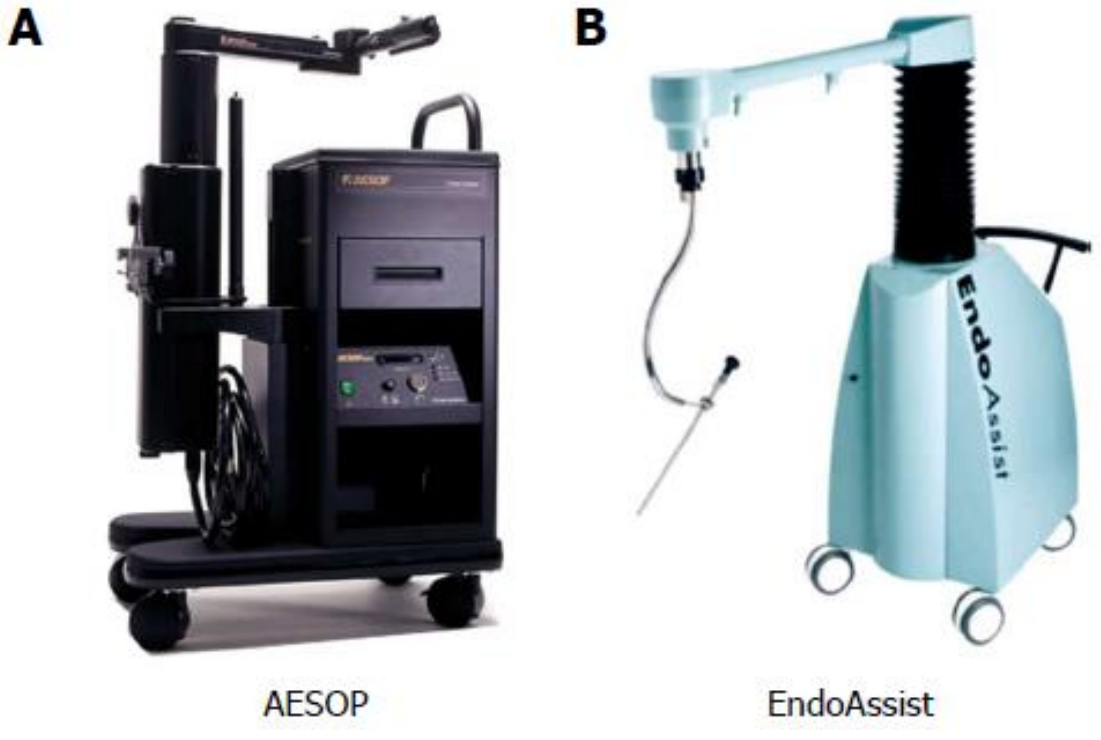


FIGURE 1.7: Exemples de robots à centre de rotation déporté (RCM) passifs : le robot AESOP / ZEUS et le robot EndoAssist [Sackier and Wang, 1994], [Aiono S, 2002]

Si l'on doit résumer, les systèmes robotisés dotés d'un centre de rotation déporté mécaniquement ou logiciellement contraints demandent une calibration et/ou une installation manuelle longue et fastidieuse. *A contrario*, les robots munis d'un RCM passif ne permettent pas d'avoir accès à la connaissance du point de rotation de l'instrument mais assure un effort minimal au niveau de la zone d'insertion.

1.2.2 Robot à "poignet libre" et positionnement automatique

Bien que l'apport d'un centre de rotation passif améliore la sécurité du patient, du fait de la non-rigidité du système, la méconnaissance du point de rotation A qui est *de facto* imposé par la zone d'insertion de l'instrument pose problème dans le cas d'une tâche de pointage. En effet, afin de déplacer l'instrument tenu par le robot, il est nécéssaire d'imposer à la matrice d'intéraction $\hat{\mathbf{J}}$ une valeur approximative déterminée manuellement. Cependant, la plupart de ces systèmes (AESOP, EndoAssist, etc) ayant pour tâche principale de déplacer grossièrement un endoscope dans une zone souhaitée mais sans assurer une précision optimale, cette erreur d'estimation est compensée par l'adaptation du chirurgien au comportement du robot. Or, dans le cas de déplacements automatiques précis, il devient impératif que le robot connaisse le mieux possible la position de A afin de reussir la tâche de pointage. Pour pallier ce problème majeur, il faut être capable de minimiser la distance $\|R - A\|$.

En combinant les avantages de chacune des catégories de robots détaillées précedemment, il est possible de trouver une autre solution répandue dans la littérature permettant d'estimer la position du point de rotation de l'instrument tout en assurant une minimisation des efforts au point d'insertion.

En effet, grâce à des robots à 6 degrés de liberté à poignet libre, à leurs capteurs de position angulaire et à leurs modèles cinématique (cf figure.1.8), il est possible de connaitre avec précision la position de l'effecteur du robot mais également celle de la pointe de l'instrument. De ce fait, en reconstruisant l'axe de l'instrument sur plusieurs secondes et en utilisant un algorithme de types moindres carrés [Dong and Morel, 2016], [Gruijthuijsen et al., 2018], il est possible de déterminer un centre de rotation de l'instrument de manière beaucoup plus précise qu'avec un système robotisé à RCM mécaniquement contraint. De plus bien que le robot soit équipé d'un RCM passif assurant la minimisation des efforts sur le point d'insertion, il est possible d'utiliser ces algorithmes le temps que la position de l'effecteur W du robot ainsi que l'axe de pénétration $\overrightarrow{y}$ de l'instrument sont accessibles.

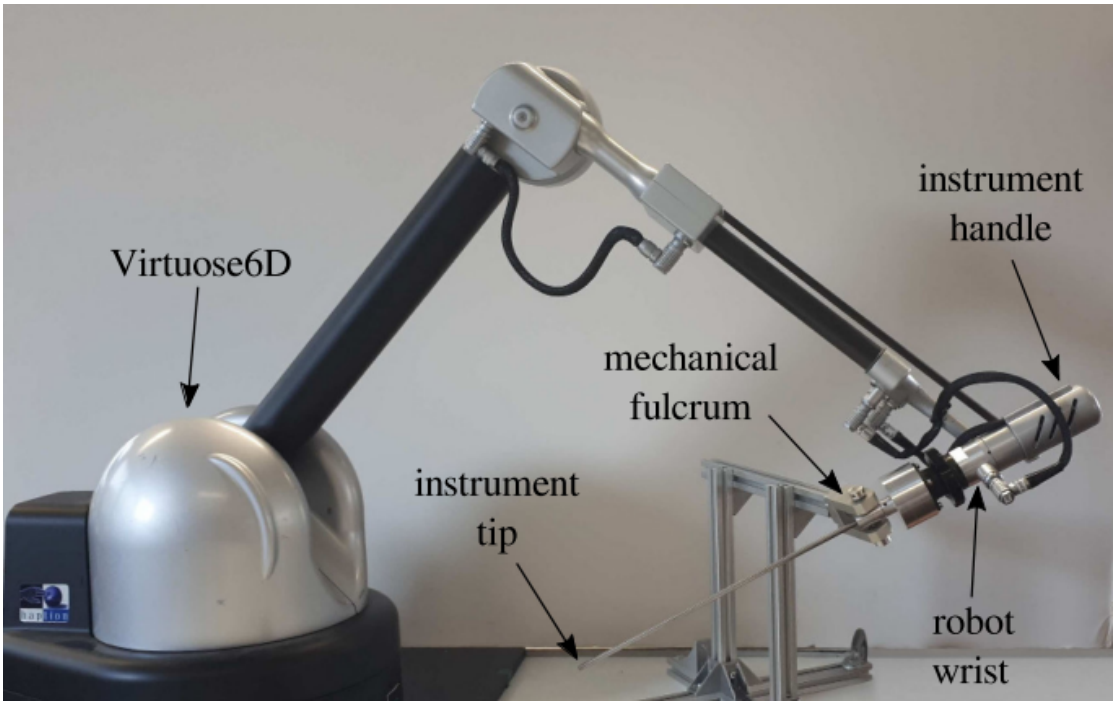


FIGURE 1.8: Exemple de robots à 6 degrés de liberté (3 actifs et 3 passifs) munis de capteurs de position articulaire [Gruijthuijsen et al., 2019]

En théorie, chaque fois que l'instrument est inséré dans un trocart ou un orifice naturel et qu'il est déplacé par le chirurgien, son axe de pénétration tourne autour du point de rotation réel de l'instrument A (cf figure.1.9).

Dans la pratique, afin de mettre en place un asservissment de la pointe de l'instrument efficace, il est nécéssaire de déterminer ce point de rotation. En raison du bruit de mesure, et des erreurs d'étalonnage dans le modèle cinématique du robot et de la déformation des tissus proche de la zone d'insertion, l'axe de pénétration de l'instrument déterminé par le robot pour q positions successives ne se croisent pas parfaitement au même point (cf figure.1.10). Un algorithme d'optimisation doit donc être utilisé pour estimer le meilleur emplacement du point rotation de l'instrument. Pour cela, il faut utiliser un set de plusieurs duo de données :

- la position de l'effecteur du robot W,
- l'axe de pénétration de l'instrument déterminé par le robot $\overrightarrow{y}$.

.

De manière générale, il est possible d'écrire ce problème comme un problème d'optimisation afin de déterminer le point de rotation R du robot qui minimise le vecteur des erreurs $[e_1, e_2, \ ... \ e_q]$. Ce vecteur se caractérise par la distance entre ce point de rotation R et les q droites définies par les paires de données W_q (position du centre du robot à l'instant q) et l'axe de pénétration $\overrightarrow{y_q}$ correspondant [Dong and Morel, 2016] (cf figure.1.10).

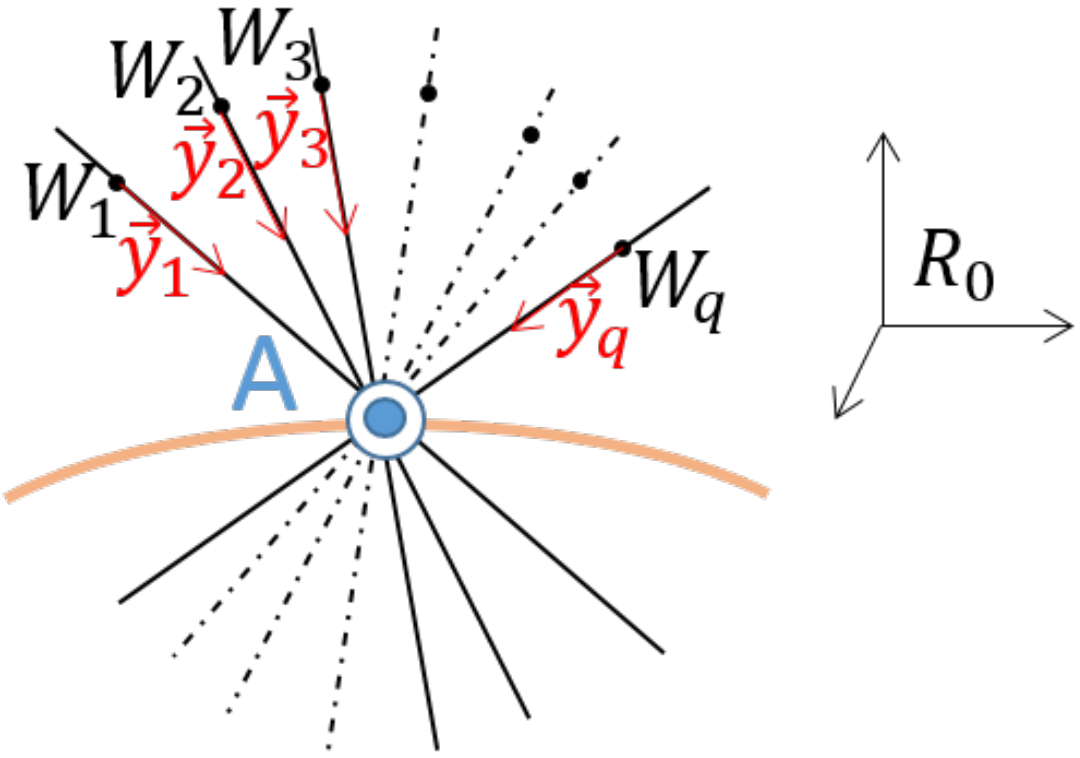


FIGURE 1.9: Principe de fonctionnement de l'algorithme de détection du point de rotation réel de l'instrument A

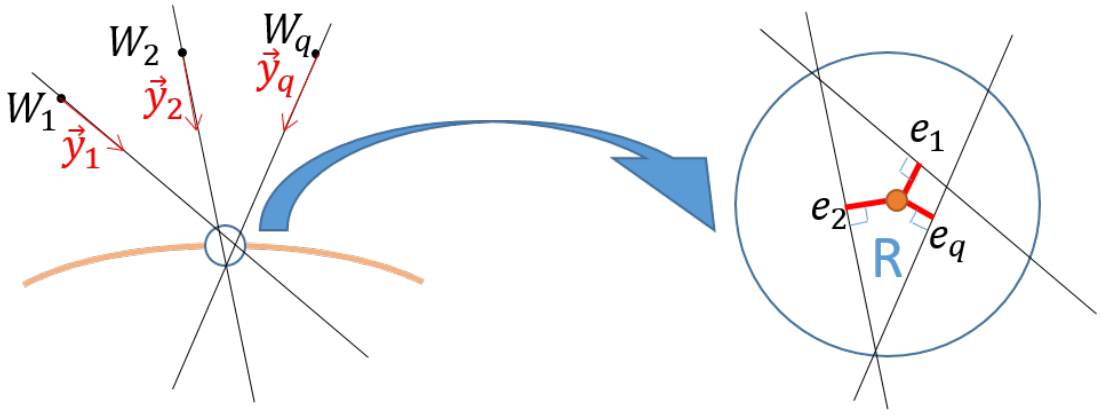


FIGURE 1.10: Explication de l'algorithme de détection du point de rotation de l'instrument déterminé par le robot R

De manière courante, cet algorithme est utilisé en début d'opération afin de calibrer le point de rotation virtuel R connu par le robot. Afin de le déterminer, il est nécessaire de prendre assez de couples de données W et $\overrightarrow{y}$. Dans [Dong and Morel, 2016], cette valeur est prise telle que : $q = 100$.

Ainsi, il est possible de définir au robot un point de rotation virtuel R qui coincide en début d'examen avec le point de rotation reél de l'instrument A. Par conséquent, la norme de l'erreur entre le point de rotation du robot et le point de rotation réel de l'instrument tend vers 0 :

$$\|R - A\| \to 0 \tag{1.2}$$

Dès lors, quelque soit la méthode utilisée pour estimer la position du point de rotation réel A, le robot détermine le point de rotation de l'instrument virtuel R. Il est alors possible d'écrire l'estimation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ fonction du point R de telle sorte que :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -\frac{p_r}{(L-p_r)} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{p_r}{(L-p_r)} \end{pmatrix} \tag{1.3}$$

où $L = \left\|\overrightarrow{WT}\right\|$ correspond toujours à la longueur de l'instrument tenu par le robot et p_r est désormais la distance entre la pointe de l'intrument T et le point de rotation virtuel déterminé par le robot R.

Il est important de noter que quelque soit la méthode retenue (RCM mécaniquement contraint, RCM logiciellement contraint, RCM passif, algorithme de détection de trocart), les solutions sont réalisées en routine clinique sous forme de calibration. C'est-à-dire qu'elles sont réalisées au début de la chirurgie (ou lorsque le chirurgien le redemande si la calibration ne lui convient pas). Cependant, cette estimation n'est pas continuellement calculée au cours de l'examen.

L'enjeu majeur du principe du modèle du point fixe repose sur l'interaction entre les vitesses de l'effecteur du robot (point W) et les vitesses de la pointe de l'instrument (point T). Celle-ci étant dépendante du point de rotation réel de l'instrument (point A), le positionnement précis de la pointe de l'instrument dépend alors de la proximité entre le point réel de rotation A et le point de rotation R défini par les systèmes robotiques.

1.3 Conclusion

Bien que très avantageuse pour le patient, la chirurgie mini-invasive impose plusieurs contraintes au chirurgien. Pour venir assister les gestes des praticiens lors de cette nouvelle procédure, de nombreux systèmes robotiques ont emergé. Ces systèmes peuvent être télémanipulés ou comanipulés selon les besoins des opérations. De plus, quelque soit la méthode retenue, la problématique liée à l'insertion d'un instrument chirurgical à travers un orifice est traité comme un problème de bras de levier. Cette hypothèse se traduit par la définition d'un point de rotation fixe de l'instrument autour du point d'insertion. Pour ce faire, les systèmes robotiques peuvent être mécaniquement ou logiciellement contraint autour d'un point dans l'espace. Dans ce cas, il est necessaire de calibrer le robot par rapport au point d'insertion de l'instrument. Dans le cas d'une mauvaise calibration, le robot peut alors abîmer les tissus autour de la zone d'insertion. Afin de prendre la contrainte anatomique en compte et assurer un effort minimum sur le point d'insertion de l'instrument, d'autres systèmes robotisés sont sous-actionnés avec seulement leur trois premierès articulations de motorisées. Ces systèmes sont moins précis mais sont généralement moins lourd et moins coûteux. De plus ils assurent plus de sécurité vis-à-vis du patient.

Cepedant la plupart de ces systèmes fonctionnent en tant qu'assistance pour le chirurgien dans son geste et très peu sont automatisés pour certaines tâches définies telles que le positionnement automatique fin pour des tâches de ciblage précis.

Chapitre 2

Commande d'un bras robotisé de type poignet libre

Comme expliqué dans le chapitre précédent, la littérature concidère généralement le point d'insertion (trocart, anus, etc) comme une contrainte cinématique à 2 degrés de liberté de type linéaire annulaire. L'instrument peut pivoter suivant toutes les directions et translater selon son axe de pénétration. La tâche présente alors 4 degrés de liberté. Par conséquent de nombreux systèmes robotisés utilisent un centre de rotation déporté noté "RCM" ou aussi appelé *remote center of motion* [Wei et al., 2005]. Cependant l'utilisation de ce genre de systèmes nécessite un calibrage précis du point d'insertion qui doit coincider avec le RCM du robot. Cette tâche est fastidieuse et est à refaire si le patient ou la base du robot est déplacée sous peine de blesser le patient, d'autres solutions robotisées présentant 6 degrés de liberté sans RCM mécaniquement imposé ont été développées.

Certains systèmes ont les 6 degrés de liberté de motorisés et peuvent réaliser des tâches précises telles que des pontions de manières autonomes [Fichtinger et al., 2007], [Podder et al., 2007]. En effet, si les 6 degrés de liberté sont motorisés (contrôlables), le problème de positionnement de la pointe de l'instrument devient trivial. Cependant, ce degrés de robotisation bien qu'intéressant pour la réalisation de tâches demandant une grande précision n'assure pas la minimisation des efforts au niveau de la zone d'insertion si celle ci est mal estimée. Dans le cas de la chirurgie avec insertion d'un instrument à travers un orifice, les robots complètements motorisés doivent numériquement reconstruire la zone d'insertion afin de ne pas blesser le patient. De ce point de vue, le RCM n'est plus mécaniquement imposé mais virtuellement imposé. Ce type de robot est le plus souvent utilisé dans le cas de chirurgie guidée via un scanner ou une IRM car l'activation de tous les degrés de liberté permet le positionnement automatique précis sans intervention du chirirugien [Stoianovici et al., 2017]. Ainsi, cela permet de réduire l'irradiation du

praticien. Cependant, l'utilisation de ces robots dans de telles conditions coûte cher et change complètement la routine clinique habituelle du chirurgien.

Afin d'augmenter l'acceptation des systèmes robotiques auprès des chirurgiens en partageant leur routine clinique classique, des sytèmes robotiques dit comanipulateurs ont vu le jour. Ces robots, dotés 6 degrés de liberté, partagent la réalisation du geste avec le chirurgien. Cela permet de conserver l'expertise du praticien en augmentant ses capacités [Fischer et al., 2008], [Bax et al., 2011], [Abdelaziz et al., 2011].

2.1 Commande bas niveau d'un bras robotisé anthropomorphique avec un poignet libre

En s'inscrivant dans le contexte de la chirurgie mini-invasive, l'utilisation de robots anthropomorphiques à poignet libre apparait dans la littérature comme une solution garantissant la minimisation des efforts au niveau de la zone d'insertion [Low and Phee, 2004], [Munoz et al., 2000]. En effet, ces robots sont mécaniquement conçus pour minimiser les efforts au niveau de la zone d'insertion de l'instrument et dotés de 6 degrés de liberté permettant de connaître les positions et vitesses de l'effecteur du robot et de l'instrument sans restriction de mouvements. Ces robots peuvent fournir différents modes de contrôle. Bien que peu étudiés dans la littérature, il existe deux modes de contrôle déjà utilisés pour ce genre de robot [Poquet et al., 2013] :

- un mode "libre",
- un mode "bloqué".

De plus, dans le cas ou le geste du chirurgien n'est pas assez précis, il apparaît nécessaire de pouvoir réaliser des déplacements automatiques fins de la pointe de l'instrument afin d'améliorer des tâches manuelles de ciblage / pointage qui demandent trop de précision pour l'homme. Ainsi, après un rappel sur la conception des robots à 6 degrés de liberté à poignet libre ainsi que de leurs commandes bas niveau, un mode "ajustement" est proposé dans la suite de ces travaux.

2.1.1 Les robots anthropomorphiques à poignet libre

Comme décrit précédemment, les avantages et les inconvénients de chaque catégorie de robot mène à l'étude plus approfondie des robots à 6 degrés de liberté dotés d'un poignet libre. De nombreuses cinématiques sont alors envisageables [Smith-Guérin et al., 2008]. Ce choix repose sur l'équilibre entre plusieurs critères :

- l'espace de travail désiré ;

- l'encombrement acceptable ;
- les efforts nécessaires à la réalisation des modes de contrôle ;
- la précision attendue du système.

Ces systèmes robotiques pouvants servir pour la comanipulation d'instrument chirurgicaux pour des opérations mini-invasives, l'espace de travail se définit en deux parties :

- avant insertion de l'instrument, le chirurgien doit pouvoir déplacer l'instrument librement dans un cube de 40 à 80 cm de côté selon les applications ;
- après insertion, il est constitué d'un cône de demi-angle au sommet de 60°. De plus il est également nécessaire d'avoir une rotation de l'instrument autour de son axe de 300°.

L'utilisation de la technologie de la gamme 'Virtuose 3D - 6D' de l'entreprise Haption [Haption, 2019], concevant des robots à poignet libre à retour haptique (cf figure.2.1), peut être utilisé pour tenir un instrument chirugical moyennant l'adaption du poignet du robot.

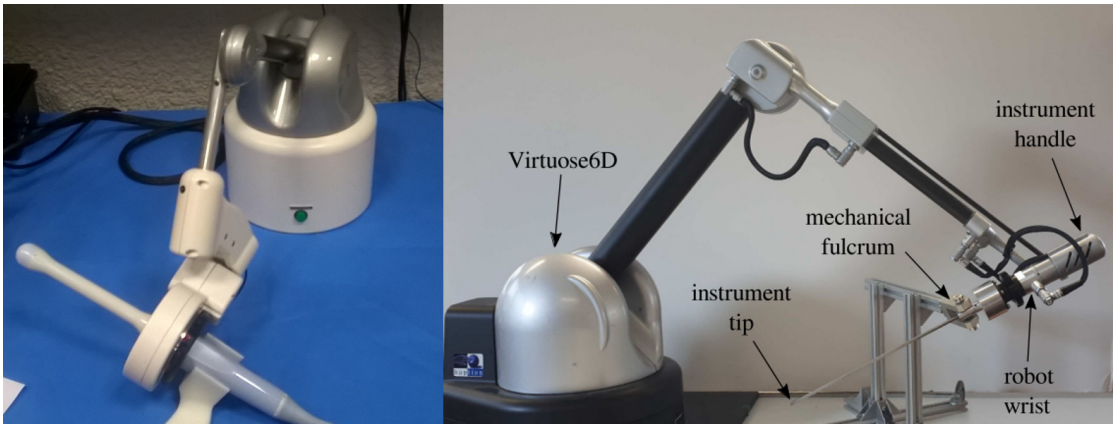


FIGURE 2.1: Exemples de robots anthropomorphiques à poignet libre [Haption, 2019], [Gruijthuijsen et al., 2019], [Chalard et al., 2018a]

Un robot doté de 6 degrés de liberté à poignet libre comprend six articulations pivotantes assemblées en série selon la géométrie anthropomorphique conventionnelle : les trois premières articulations actives forment l'épaule et le coude tandis que le poignet est composé des trois dernières articulations passives, dont les axes coïncident au point W. La cinématique de ce type de robot est esquissée dans la figure.2.2.

Les modèles géométriques (resp. cinématiques) associant les positions articulaires q (resp. vitesses $\dot{q}$) aux positions cartésiennes W (centre du poignet) et T (pointe de l'instrument) (resp. vitesses $\dot{W}$ et $\dot{T}$) découlent directement des paramètres Denavit et Hartenberg donnés au Tableau 2.1, en utilisant la méthode décrite dans [Denavit and Hartenberg, 1955].

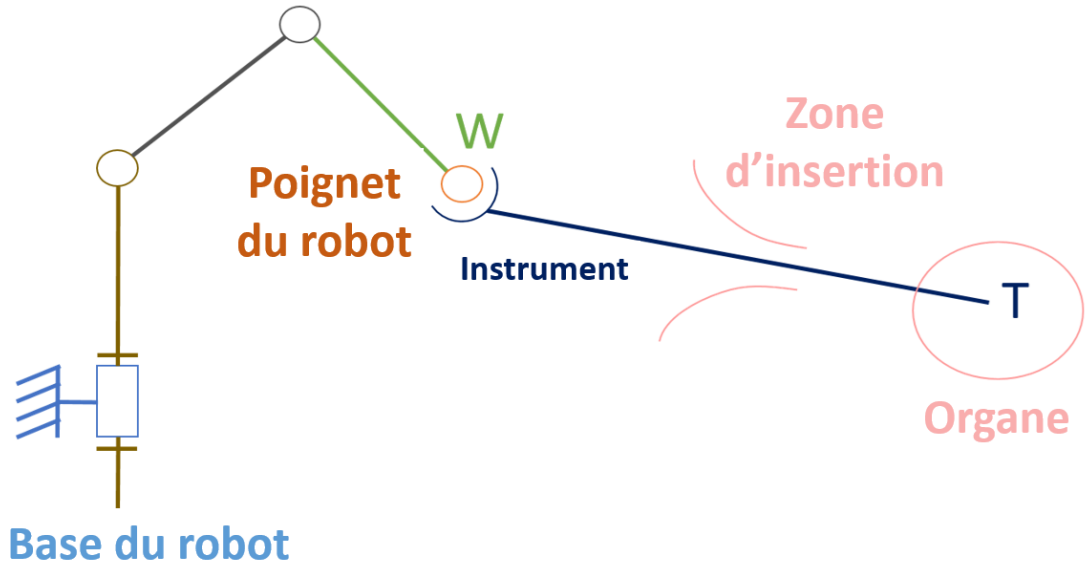


FIGURE 2.2: Cinématique des robots à poignet libre

TABLE 2.1: Paramètre DH des robots à poignet libre.

i	α_i	a_i	θ_{i+1}	d_{i+1}
0	0	0	θ_1	0
1	$\pi/2$	0	θ_2	0
2	0	l_1	θ_3	0
3	$\pi/2$	0	θ_4	l_2
4	$-\pi/4$	0	θ_5	0
5	$-\pi/2$	0	θ_6	0

Il faut remarquer que la taille de l'espace de travail du robot est lié à la définition des variables linéaires l_1 et l_2 et des valeurs des variables articulaires des six articulations pivots $(\theta_{1...6})$.

Afin de réaliser un contrôle du centre du poignet (point W) du robot il est nécéssaire de motoriser les 3 premiers axes du robot.

De plus, les 3 dernières liaisons pivots, qui constituent le poignet du robot, sont équipées de capteurs de position articulaire. De cette manière, il est possible de connaître la position de la pointe de l'instrument à partir de la position du centre du poignet, de l'axe de l'instrument et de la longueur de l'instrument.

2.1.2 Commande bas niveau du robot

Afin de pouvoir contrôler un robot à poignet libre, il faut faire le lien entre la tâche définie dans l'espace cartésien et la commande envoyée aux articulations. Dans le cas d'une commande en vitesse, ce lien découle du modèle cinématique du robot, qui, exprimé dans le repère de robot R_0, s'écrit :

$$\begin{pmatrix} \dot{W} \\ \omega_{6/0} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{J}_{v1,W} & \mathbf{0} \\ \mathbf{J}_{\omega 1} & \mathbf{J}_{\omega 2} \end{pmatrix}}_{\mathbf{J}_W} \dot{\mathbf{q}} \quad , \tag{2.1}$$

avec $\dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 & \cdots & \dot{\theta}_6 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$ le vecteur des vitesses articulaires, J_W la matrice jacobienne 6×6 du robot au point W, $\mathbf{J}_{v1;W}$, $\mathbf{J}_{w1}$ et $\mathbf{J}_{w2}$ des sous-matrices jacobiennes 3×3 exprimées dans le repère de la base du robot R_0, $\dot{W}$ les composantes de la vitesse du point W par rapport à la base du robot dans le repère R_0, $w_{6/0}$ les composantes de vitesse en rotation de l'instrument par rapport à la base du robot dans le repère R_0. La sous-matrice supérieure droite est nulle. Cela indique que les vitesses articulaires des axes 4 à 6 n'ont aucun effet sur la vitesse du point W. Ceci provient de la conception même d'un robot anthropomorphique à poignet libre. En effet, le centre du poignet du robot W étant l'intersection des axes de trois dernières liaisons pivots, leur rotation n'entraîne aucun déplacement de ce point.

Afin d'éviter les zones de singularités du robot, des butées mécaniques restraignant l'espace de travail sont également implémentées sur chacune des articulations du robot.

De ce fait, on peut considérer que la matrice jacobienne J_W est de rang plein. Grâce à la dualité cinémato-statique, la matrice jacobienne définie dans l'équation 2.1 permet également de relier le torseur d'effort exercé par le robot sur l'instrument au point W aux couples articulaires $\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 & \cdots & \tau_6 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$ que doit générer le robot dans le cadre d'une commande en couple :

$$\tau = \begin{pmatrix} [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^{\mathrm{T}} \\ [\tau_4 \ \tau_5 \ \tau_6]^{\mathrm{T}} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{J}_{v1,W}^{\mathrm{T}} & \mathbf{J}_{\omega 1}^{\mathrm{T}} \\ \mathbf{0} & \mathbf{J}_{\omega 2}^{\mathrm{T}} \end{pmatrix}}_{\mathbf{J}_W^{\mathrm{T}}} \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{6\to ext} \\ \mathbf{m}_{6\to ext}(W) \end{pmatrix} \quad , \tag{2.2}$$

avec $\mathbf{f}_{6\to ext}$ et $\mathbf{m}_{6\to ext}(W)$ respectivment les composantes dans R_0 de la force et du moment appliqués par le robot sur l'instrument au point W. Les axes 4 à 6 n'étant pas motorisés, les couples articulaires τ_4 à τ_6 ne peuvent être controlés. Seuls pourront

être commandés les couples moteurs $\tau_{moteurs} = \begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T$. Généralement, la commande en couple s'écrit sous la forme d'une somme :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{grav} + \tau \tag{2.3}$$

avec τ_{grav} les couples articulaires des trois premiers axes compensant les effets de la gravité et τ les couples articulaires des trois premiers axes permettant de réaliser la fonction voulue (par exemple le maintien en position de la sonde ou le déplacement automatique fin).

En sa basant sur ce modèle de commande pour les robots à poignet libre dans le domaine de la chirurgie mini-invasive, l'équipe AGATHE (Assistance aux Gestes et Applications THErapeutiques) de l'ISIR (Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique) s'est spécialisée sur le développement de 2 modes de fonctionnement distincts permettant d'assister le chirurgien durant une opération [Poquet et al., 2013] :

Le mode libre Il est caractérisé par une transparence et une compensation de gravité élevées. Ceci permet de déplacer manuellement l'instrument comanipulé sans ressentir la présence du robot tout en allegeant le chirurgien du poids de l'instrument [Poquet et al., 2015].

En conservant le poignet libre, ce qui revient à dire que les moments transmis par l'instrument sur le robot sont nuls, il est possible d'écrire la commande en couple comme :

$$\begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{pmatrix}^T = \mathbf{J}_{v1,W}^{\mathrm{T}} \ \mathbf{f}_{6\to ext} \quad . \tag{2.4}$$

avec :

$$\mathbf{f}_{6\to ext} = m \times \mathbf{g} \tag{2.5}$$

où m est la masse de l'instrument et g les composantes de l'accélération de la pesanteur exprimées dans le repères R_0. Il faut également noter que les trois dernières liaisons n'étant pas motorisées, les couples commandables associés sont forcément nuls :

$$[\tau_4 \quad \tau_5 \quad \tau_6]^{\mathrm{T}} = [0 \quad 0 \quad 0]^{\mathrm{T}} \tag{2.6}$$

Les couples articulaires de commande des moteurs peuvent ainsi être obtenus grâce aux équations 2.4 et 2.6 :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{grav} = m.\mathbf{J}_{v1,W}^{\mathrm{T}}.\mathbf{g} \tag{2.7}$$

Le mode bloqué Il permet au chirurgien de se libérer de la tâche de maintien de l'instrument dans une posistion donnée. Cette tâche étant entièrement effectuée par le robot. Ici, il est souhaité que le robot maintienne précisément une position cible, [Poquet et al., 2015]. En effet, lorsque le système est en mode libre, le chirurgien peut déplacer manuellement l'instrument à l'endroit qui lui paraît être le plus pertinent. Puis, pour certaines tâches précises telles que les biopsies, il peut souhaiter maintenir cette position avec précision pour réussir son geste. Dans certaines autres manipulations telles que le maintien d'organe ou alors le ciblage de zone d'interêt, il est également important pour le praticien que l'instrument reste immobile.

La loi de commande utilisée pour le mode *bloqué* est un contrôleur d'impédance générant des forces en réponse aux erreurs de position. En raison du poignet passif, le modèle de transmission de force au point W s'écrit :

$$\tau = \mathbf{J}_{v1,W}^{\mathrm{T}} \ \mathbf{f} \quad . \tag{2.8}$$

Où :

- $\tau = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^{\mathrm{T}}$ est le vecteur des 3 premiers couples de chacun des 3 moteurs ;
- $\mathbf{f}$ est la force équivalente au point W ;
- $\mathbf{J}_{v1,W}$ est la matrice jacobienne associant la vitesse des trois premières articulations du robot àla vitesse cartésienne du robot au point W. Par abus de notation, elle sera désormais notée $\mathbf{J}_W$.

La commande décrite dans la figure.2.3 s'écrit alors :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{grav} + \mathbf{J}_W^{\mathrm{T}} \ \left(k_p \varepsilon_W + k_i \int_0^t \varepsilon_W du \right) \tag{2.9}$$

avec :

- τ_{grav} correspond au couple nécéssaire pour réaliser la compensation de gravité explicitée précédemment [Poquet et al., 2013] ;
- $\varepsilon_W = W_d - W$ est l'erreur entre la position souhaitée et la position actuelle du poignet du robot W ;
- k_p et k_i sont respectivement le gain proportionnel et le gain intégral, tous les deux sont des scalaires.

Remarquons que choisir des valeurs suffisamment basses pour k_p et k_i permet de présenter une faible rigidité au point W avec une erreur statique nulle (annulation lente des erreurs malgré des perturbations au point d'insertion).

La suite de la thèse porte sur le développement d'un troisième mode de fonctionnement : *ajustement*. Dans ce cas, le robot déplace automatiquement la pointe de l'outil

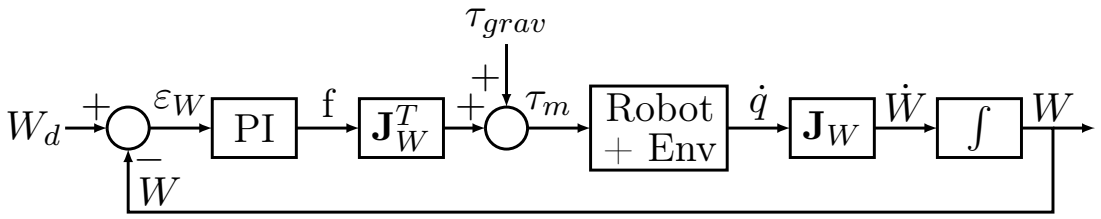


FIGURE 2.3: Commande du centre du poignet du robot W

vers un emplacement souhaité. Le chirurgien utilisera ce mode pour réaliser de petits déplacements de réglage avec une grande précision s'il n'est pas satisfait du résultat du positionnement manuel réalisé en mode *libre*. Il générera typiquement à partir d'une interface un déplacement désiré de la pointe, ΔT.

Le but des travaux présentés est de réaliser avec précision un déplacement ΔT stable au niveau de la pointe de l'instrument dans un environnement incertain qu'est la zone d'insertion de l'instrument.

2.2 Contrôle de la pointe de l'instrument pour des déplacements automatiques

Lors de tâches de positionnement demandant une haute précision (de l'ordre du millimètre) telles que le positionnement d'aiguille pour les biopsies, la dextérité du praticien n'est pas toujours assez élevée pour atteindre une cible de la taille du millimètre. En effet, même doté des modes de commandes *libre* ou *bloqué*, le chirurgien peut devoir s'y reprendre à plusieurs reprises pour positionner l'instrument. Il se peut même qu'il ne parvienne pas à obtenir la précision désirée. Ce problème provient de l'effet du bras de levier dû à l'insertion de l'outil à travers un orifice couplé à une vision indirecte de la scène opératoire.

Dans le cas pratique de l'échographie, le chirurgien doit positionner la pointe de l'instrument en se basant sur des images 3D non mises à jour en temps réel. En effet, lorsque le chirurgien pense être correctement positionné, il déclenche une acquisition d'image et peut se repérer à cet instant. S'il est mal positionné, il doit mentalement se représenter le déplacement de l'instrument pour atteindre une nouvelle position qu'il pense meilleure puis reprend une image 3D pour vérifier son geste. De ce fait, il est possible que le chirurgien n'arrive jamais à atteindre la position désirée.

En plus de ce problème de vision indirecte, l'effet bras de levier inverse les mouvements du chirurgien et ceux de la pointe de son instrument. Du point de vue du

chirurgien, ces deux contraintes rendent le positionnement manuel précis de la pointe de l'instrument extrêmement complexe.

Du plus, d'un point de vue robotique, du fait de l'effet du bras de levier, une erreur de quelques dixièmes de millimètres de positionnement de l'effecteur du robot (point W) positionné par le chirurgien lorsqu'il utilise le mode *libre* peut engendrer une erreur de plusieurs millimètres selon la longueur d'instrument inséré. La figure.2.4 représente une situation simple 2D mettant en avant ce problème de re-positionnement non trivial pour le chirurgien. Lorsque le chirurgien essaie de positionner le bout de l'instrument (point T_0) en se basant sur le retour visuel qui lui est fourni, il est possible de remarquer qu'un simple petit mouvement de sa main e_W engendre un large mouvement de la pointe de l'outils (e_T) à cause du bras de levier engendré par l'insertion de l'instrument à travers l'orifice A.

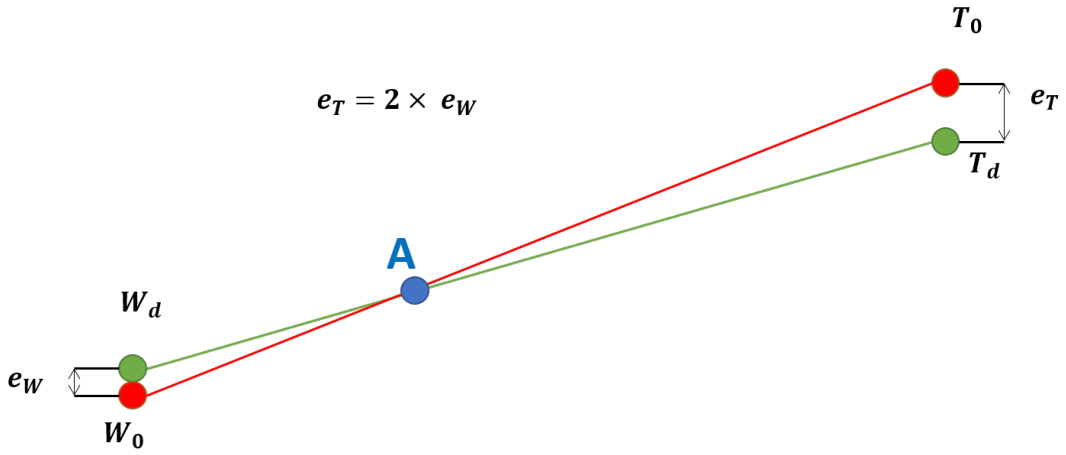


FIGURE 2.4: Exemple simple de la complexité de positionnement précis de la pointe d'un instrument (T) en déplaçant l'effecteur du robot (W)

Par conséquent, afin d'assurer le positionnement précis de la pointe de l'instrument, il apparaît nécessaire de développer une commande permettant des déplacements automatiques fins. Cette commande, nommée *"ajustement"*, est capable de corriger le résidu de l'erreur entre la position désirée de la pointe de l'outil et le positionnement manuel atteint par le chirurgien.

2.2.1 Contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée de la pointe de l'instrument

Commande en boucle ouverte Lors d'une intervention chirurgicale, l'objectif du chirurgien n'est pas de positionner le centre du poignet du robot W mais plutôt de contrôler la position de la pointe de l'instrument T. Comme expliqué précédemment, ce

problème n'est pas trivial en ne manipulant manuellement que l'effecteur du robot (W) qui comanipule l'instrument avec le chirurgien.

Ainsi, pour atteindre une position souhaitée T_d, une première option consiste à calculer la position souhaitée correspondante W_d pour le centre du poignet. Pour ce faire, nous supposons d'abord que, localement, la correspondance entre $\dot{W}$ et $\dot{T}$ s'écrit :

$$\dot{T} = \mathbf{J}\dot{W} \tag{2.10}$$

avec $\mathbf{J}$ la matrice d'interaction liant les vitesses cartésiennes du centre du poignet et de la pointe de l'instrument. En supposant que, préalablement à l'utilisation du mode *ajustement*, le praticien a prépositionné l'instrument dans une position proche de celle désirée, un déplacement fin de la pointe de l'outils ΔT peut être spécifié au robot afin qu'il positionne automatiquement la pointe de l'outil à la position désirée.

La contrôle en boucle ouverte revient à calculer la position désirée du centre du poignet W_d du robot à partir du déplacement désiré de la pointe de l'instrument ΔT. En effet, en utilisant une estimation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ et la position du poignet du robot atteint manuellement par le chirurgien W_0, il est possible de reconstruire la position souhaitée du centre du poignet W_d et de l'implémenter dans la loi de commande définit par l'équation.2.9 de sorte que :

$$W_d \approx W_0 + \hat{\mathbf{J}}^{-1}\Delta T \quad , \tag{2.11}$$

où $\hat{\mathbf{J}}$ est une estimation de $\mathbf{J}$. En effet, lors de chirurgie mini-invasive, la matrice $\mathbf{J}$ n'est pas connue et dépend de l'environnement d'insertion (peau, type de trocart, etc). Par conséquent, il est donc nécessaire pour contrôler un robot manipulateur d'estimer cette interaction. Ce contrôleur est explicité par la figure.2.5.

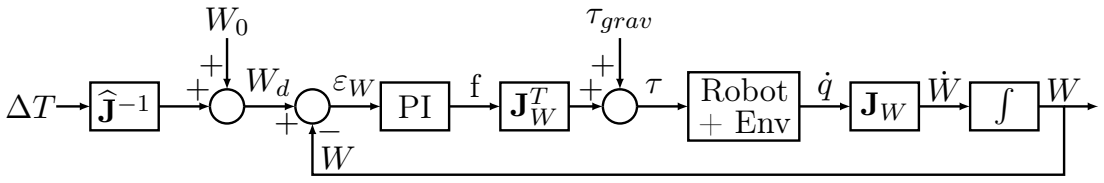


FIGURE 2.5: Contôle en boucle ouverte de la pointe de l'instrument

Cependant, cette approche est très sensible aux erreurs d'estimation de $\mathbf{J}$, car l'erreur controlée par cette loi de commande ne s'effectue pas directement au point T mais au point W. Par conséquent si $\mathbf{J}$ est mal estimée, l'erreur statique de positionnement du centre du poignet s'annule mais pas celle du bout de l'instrument qui n'est pas nulle.

Commande en boucle fermée Pour résoudre ce problème, on peut utiliser les capteurs de position des articulations passives du poignet du robot, ce qui permet de calculer en temps réel la position du point T. Fermer la boucle au point T est alors possible avec la loi de contrôle suivante :

$$\tau_{moteurs} = \tau_{grav} + \mathbf{J}_W^{\mathrm{T}} \left(k_d \hat{\mathbf{J}}^{-1} \varepsilon_T + k_i \int_0^t \hat{\mathbf{J}}^{-1} \varepsilon_T \, du \right) \tag{2.12}$$

où

- $\varepsilon_T := T_d - T$,
- $\hat{\mathbf{J}}$ est une estimation de $\mathbf{J}$

Ce controleur est illustré dans la figure. 2.6. Avec un tel contrôleur, grâce à l'intégration de ε_T, une erreur nulle au point T est garantie si le système reste stable.

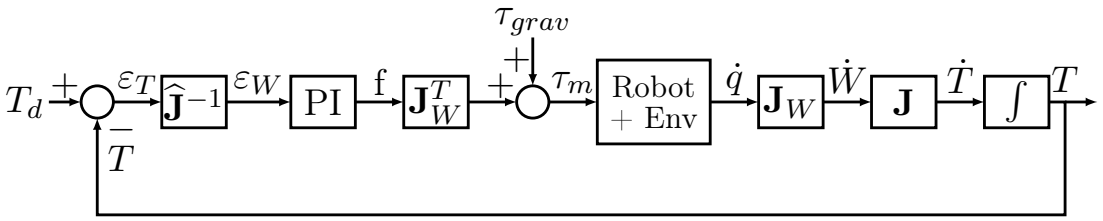


FIGURE 2.6: Contôle de la pointe de l'instrument en boucle fermée

2.3 Impact de l'estimation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$

Pour illustrer le comportement des contrôleurs décrits par les equations. (2.9)-(2.11) et (2.12), une situation simple est envisagée à travers un exemple simulé. Le but est de simuler l'insertion d'un instrument à travers un point fixe connu. Un modèle à bras de levier conventionnel permet de définir $\mathbf{J}$ comme :

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} -\frac{p}{(L-p)} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{p}{(L-p)} \end{pmatrix} \tag{2.13}$$

où $L = \left\| \overrightarrow{WT} \right\|$ correspond à la longueur de l'instrument tenu par le robot et p la distance entre T et le point d'insertion fixe comme explicité par la figure.2.7.

Afin de simuler ce problème, on utilise le système de simulation SIMULINK. Pour cela, un système à trois variables (x_T, y_T et z_T) commandables par des controleurs PI est implémenté. Souhaitant simuler un cas simple de point fixe de rotation, la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ permettant de faire apparaitre les positions x_W, y_W et z_W est alors définie

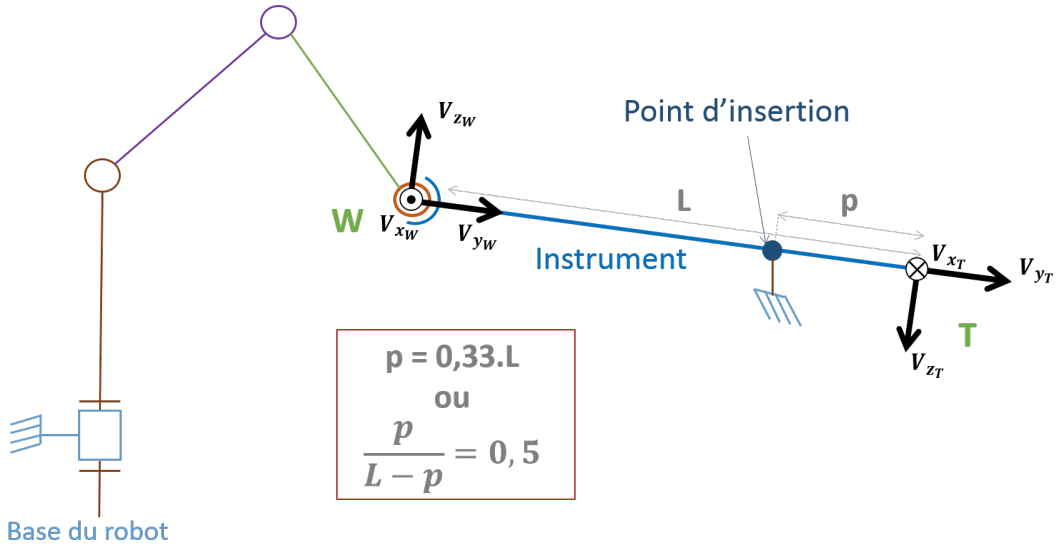


FIGURE 2.7: Modèle simple pour simluer les effets du bras de levier.

comme une matrice à valeur fixe et diagonale.

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} -0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -0.5 \end{pmatrix} \tag{2.14}$$

Cette structure permet de définir les déplacements du robot comme des rotations autour d'un point fixe. Enfin, les déplacements ΔT sont modélisés par des échelons de 10mm suivant les axes x_T et z_T de l'instrument (cf figure.2.7).

Ce simulateur de déplacements automatiques permet d'exprimer le contrôle de la pointe de l'instrument sous deux contrôleurs différents :

- Le contrôle en boucle ouverte de l'erreur ε_T,
- le contrôle en boucle fermée de l'erreur ε_T.

Le premier contrôleur, en boucle ouverte, essaie de minimiser l'erreur ε_T issue de la pointe de l'instrument en contrôlant le centre du poignet du robot comme peut le faire un chirurgien lors de manipulations manuelles. Le second contrôleur, en boucle fermée, contrôle directement l'erreur ε_T issue des positions de la pointe de l'instrument.

Pour comparer les performances de ces contrôleurs, trois simulations sont alors réalisées avec une détérioration progressive de l'estimée $\hat{\mathbf{J}}$ de la matrice d'interaction $\mathbf{J}$.

Simulation 1 Dans ce premier cas, l'estimation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ est considérée comme parfaite, ainsi on obtient : $\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}$ (cf figure.2.8). De telle sorte, $\hat{\mathbf{J}}$ est

fixée à :

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} -0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -0.5 \end{pmatrix} \tag{2.15}$$

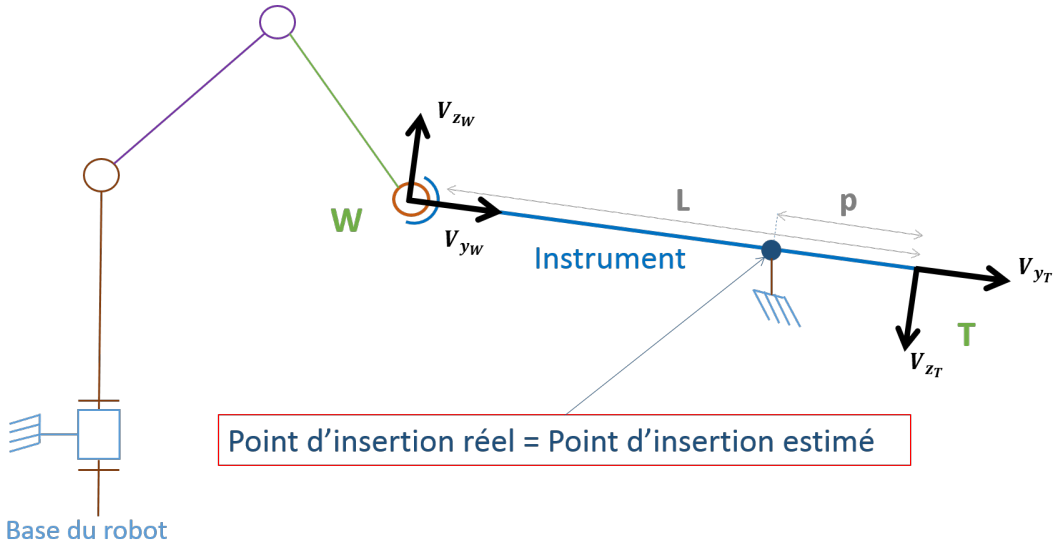


FIGURE 2.8: Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction parfaite.

La figure.2.9 montre que dans cette situation idéale, les deux contrôleurs se comportent de manière équivalente. En effet, pour un déplacement désiré ΔT de 10mm dans une direction perpendiculaire à l'axe d'insertion (cf figure.2.8), chacun des deux contrôleurs atteint la cible désirée avec le même comportement (cf figure.2.9) et annule l'erreur finale de positionnement du point T. Notez que le léger dépassement observé dans les graphiques est dû à la dynamique du robot (ici du choix du système du second ordre) et à l'effet de l'intégrateur.

Simulation 2 Dans une deuxième simulation, $\mathbf{J}$ reste inchangée, cependant une erreur d'estimation est introduite (cf figure.2.10) menant à :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad . \tag{2.16}$$

Les résultats de la simulation, affichés dans la figure. 2.11, mettent ainsi en évidence deux résultats attendus :

- avec le contrôleur en boucle ouverte qui contrôle le poignet du robot W pour positionner la pointe de l'instrument T, bien que l'erreur ε_W issue de la position

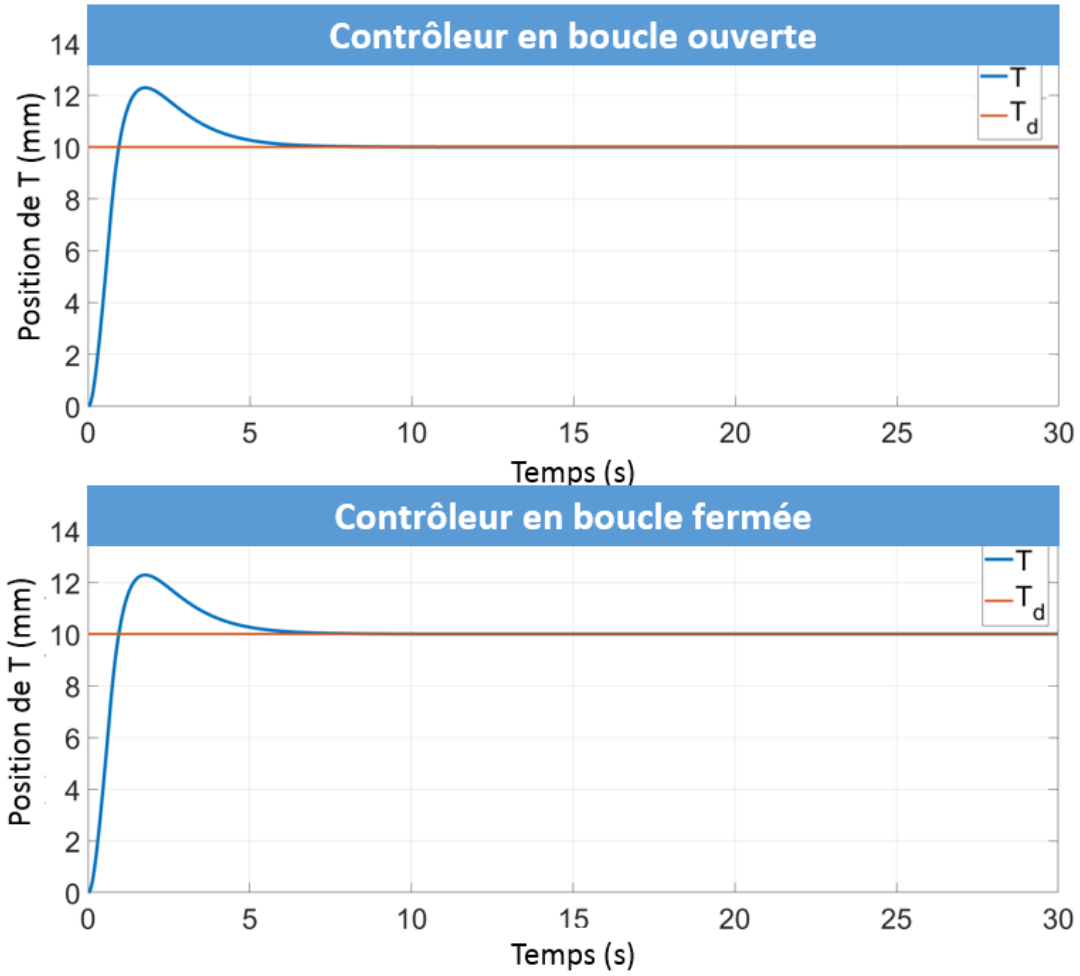


FIGURE 2.9: Résultats de la simulation au point T pour les deux contrôleurs, lorsque $\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}$

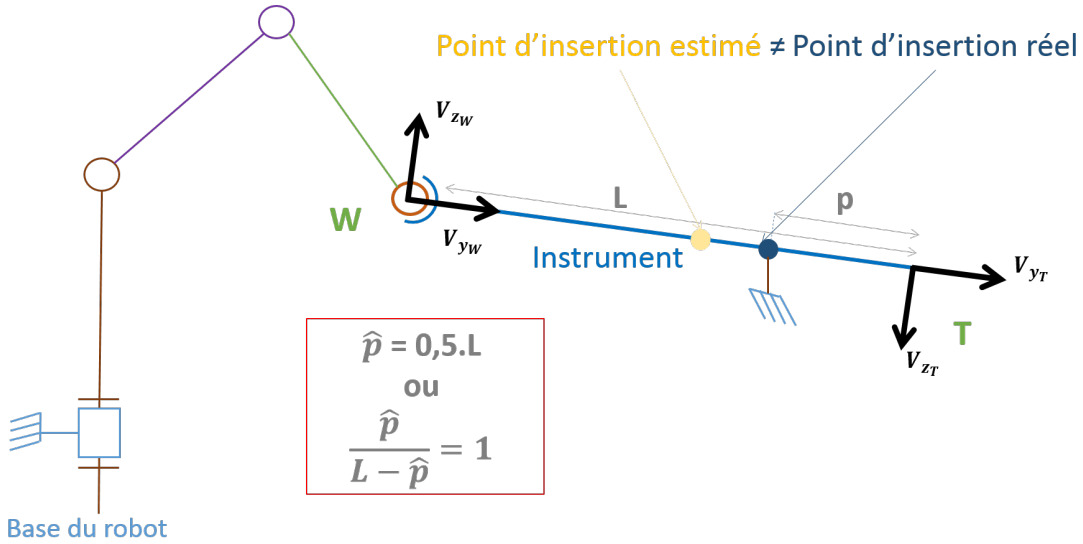


FIGURE 2.10: Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction incorrecte.

du poignet du robot tende vers zéro, l'erreur finale ε_T de la pointe d'instrument n'est quant à elle pas nulle ;

- avec le contrôleur en boucle fermée, l'erreur converge vers zéro mais la dynamique transitoire est modifiée (une réponse de crête plus élevée peut être observée). Ceci est dû au découplage imparfait réalisé par $\hat{\mathbf{J}} \neq \mathbf{J}$.

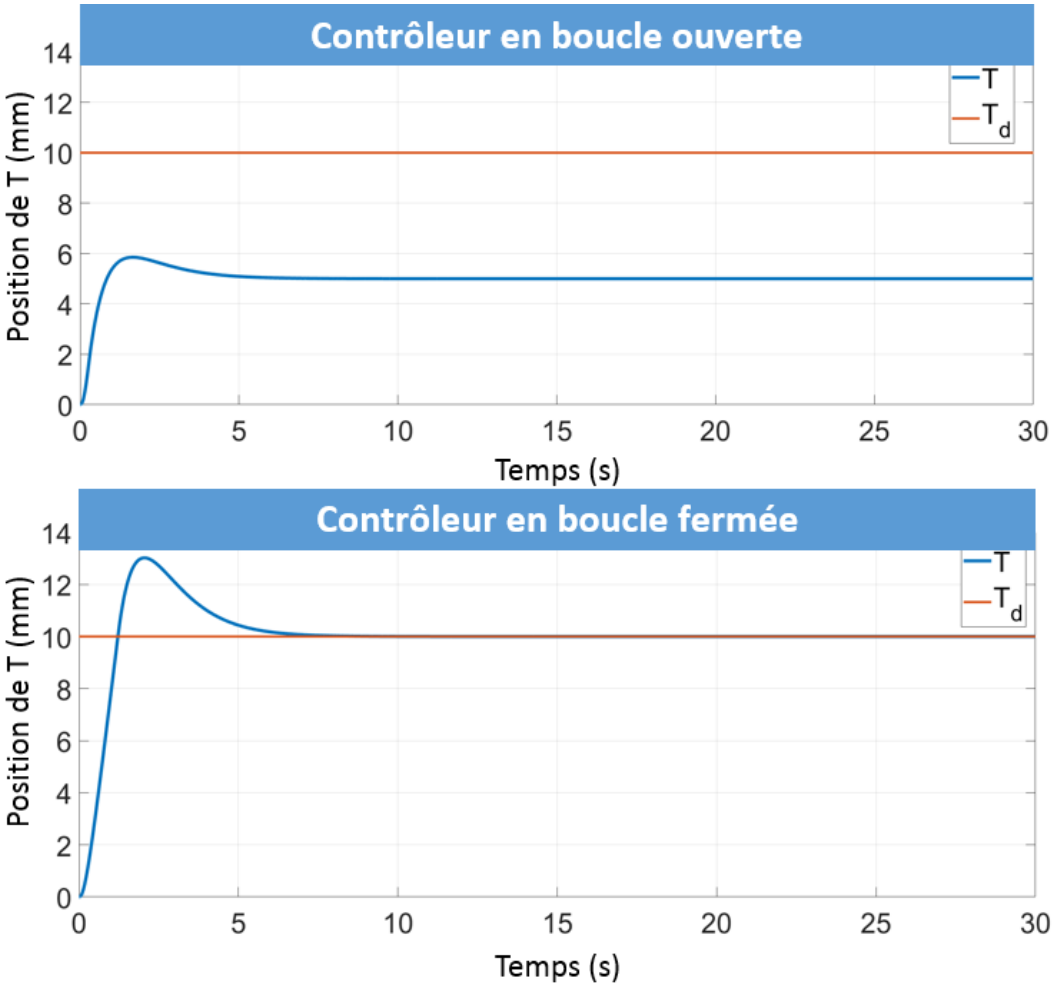


FIGURE 2.11: Résultats de la simulation au point T pour les deux contrôleurs, lorsque $\hat{\mathbf{J}} \neq \mathbf{J}$

Simulation 3 Pour illustrer davantage la dégradation de la dynamique en boucle fermée avec le contrôleur (2.12), une dernière simulation est réalisée. Dans cette dernière simulation, on pose :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{2.17}$$

Cela simule une situation où le modèle estimé est complètement érroné (cf figure.2.12). Au lieu de représenter un point fixe autour duquel l'instrument peut tourner, le modèle

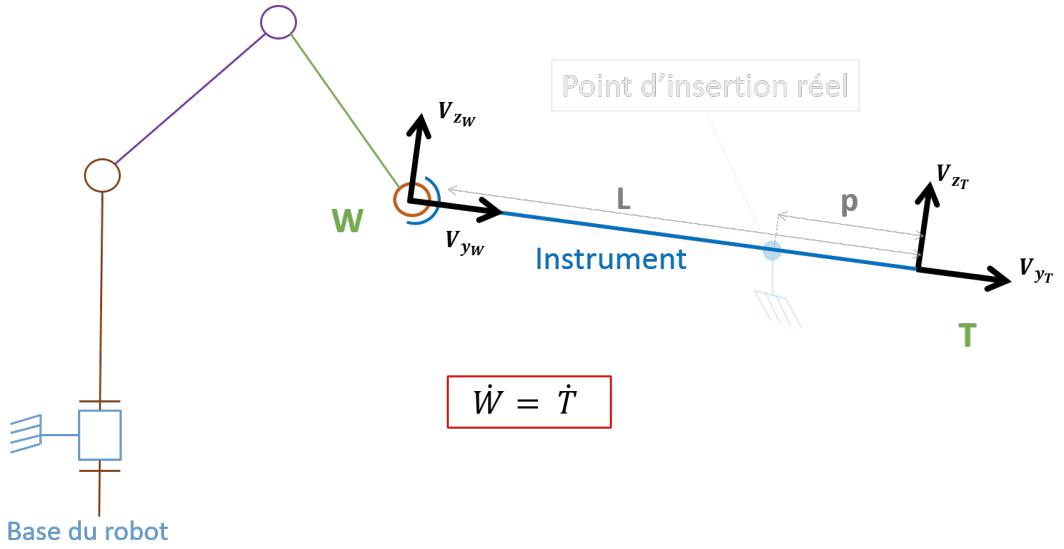


FIGURE 2.12: Modèle simple de l'hypothèse du bras de levier avec une estimation de la matrice d'interaction totalement éronée.

estimé suppose que l'orientation de l'instrument est maintenue constante par les tissus environnants tandis que les translations perpendiculaires à l'axe de l'instrument sont libres. Bien que très peu probable dans un contexte clinique, cette simulation montre la necessité de ne pas avoir une trop grande erreur dans l'estimée de la matrice d'interaction. Avec une telle erreur d'estimation, sans surprise, le comportement en boucle fermée est complètement instable dû au feedback positif continuellement implémenté, voir figure. 2.13.

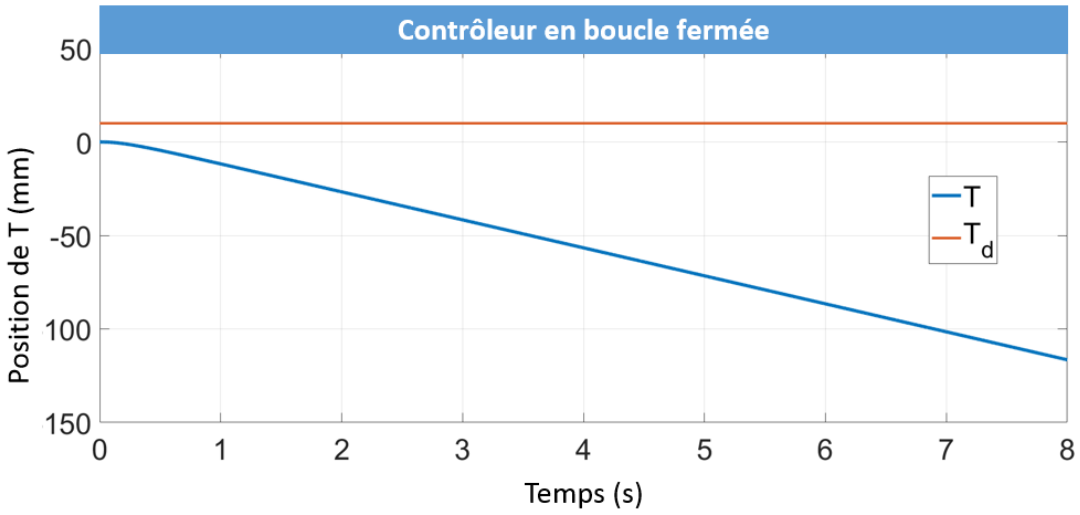


FIGURE 2.13: Divergence du contrôleur (2.12) lorsque l'erreur d'estimation devient importante

2.4 Conclusion

Ce chapitre se penche sur l'automatisation d'une tâche de pointage par des déplacments fins avec des systèmes robotisés anthropomorphiques à poignet libre et utilisé normalement pour faire de la comanipulation dans le domaine de la robotique chirurgicale. Ces robots sont des bras comanipulateurs à 6 degrés de liberté à poignet libre. Ce chapitre permet, dans une première partie, de comprendre les choix technologiques réalisés pour la conception de ce genre de robots. En effet, dans certains cas le robot doit pouvoir être le plus transparent possible menant au choix de ne commander que les trois premiers axes du robot pour réduire son poids, à la déportation de tous ses moteurs au niveau de sa base. Cependant ils doivent également être capable de d'atteindre une cible avec précision dans d'autres situations ce qui est paradoxale avec les choix de conceptions. De ce fait, la deuxième partie du chapitre traite de différentes lois de commande développées sur ces robots pour réaliser les tâches qui leur sont définies. Trois modes de commande bien distincts ont été étudiés :

- le mode *libre*,
- le mode *bloqué*,
- le mode *ajustement*.

Les deux premiers modes de contrôle ont déjà été validés dans des travaux précédents [Poquet et al., 2015]. Cependant, afin de réaliser des déplacements automatiques fins, un troisième mode de contrôle a été développé, le mode *ajustement*. Dans le but de réaliser cette tâche, deux contrôleurs différents ont été conçus. Le premier, considéré comme un asservissement en boucle ouverte sur la pointe de l'instrument, contrôle le centre du poignet du robot situé en dehors du patient tandis que le second permet de fermer la boucle de contrôle directement sur la pointe de l'instrument située dans le patient. Cependant, quelque soit le contrôleur choisi, il apparaît impératif de connaître de manière la précise possible la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ qui relie les vitesses du centre du poignet aux vitesses du bout de l'instrument. La troisième partie de ce chapitre montre en effet que plus l'erreur d'estimation de cette matrice est grande plus la tâche de pointage automatique s'en retrouve dégradée.

En se basant sur les chapitres 1 et 2 il est possible de montrer l'émergence d'un paradoxe dans la manière de traiter le problème de la chirurgie mini-invasive robotisée. En effet, de nombreuses équipes de recherches ont développé des robots à centre de rotation déporté (RCM) passif. Cette conception fait ainsi l'hypothèse que le point d'insertion peut être mal connu ou alors se déplacer durant l'examen et que l'utilisation d'un RCM passif permet de contrebalancer ces erreurs pour assurer la minimisation des efforts appliqués à la zone d'insertion de l'instrument chirurgical. Le paradoxe est issu des lois de

commandes couplées à ces robots. Si l'on regarde la littérature, la manière de traiter un problème de commande en chirurgie mini-invasive robotisée est de considérer la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ qui lie les vitesses de la pointe de l'instrument et celles du poignet du robot comme une matrice fixe et diagonale tout au long de l'examen. En la définissant ainsi, l'hypothèse est faite que l'instrument tourne autour d'un point de rotation fixe tout au long de l'examen. Cette même hypothèse qui a poussé la littérature à concevoir des robots à RCM passifs.

Ainsi, deux algorithmes de mise à jour continue de la matrice d'interaction estimée $\hat{\mathbf{J}}$ afin de tendre vers la valeur réelle de $\mathbf{J}$. vont être développés dans le chapitre 3. Cette approche permet également de donner une solution au paradoxe conception/commande des robots à RCM passifs.

Chapitre 3

Estimation de la matrice d'interaction J en robotique médicale

---

Comme le chapitre 2 l'a montré, les effets de la matrice d'interaction **J** sur les performances des tâches de pointage sont prépondérants. En effet, quelle que soit la commande choisit :

- la commande en boucle ouverte (cf figure.2.2.1) qui permet d'asservir la pointe de l'instrument en contrôlant le poignet du robot,
- la commande en boucle fermée (cf figure.2.2.1) qui contrôle directement la pointe de l'instrument,

Les résultats en simulation de la partie.2.3 illustrent la nécessité d'estimer de façon continue **J**. Pour rappel, pour la commande en boucle ouverte, la tâche de pointage ne converge pas vers la valeur désirée dès lors qu'une petite erreur d'estimation de **J** est faite tandis qu'avec la commande en boucle fermée, la convergence vers la valeur désirée est plus robuste aux petites erreurs d'estimation. Cependant, si une erreur d'estimation trop importante est faite alors même la commande en boucle fermée diverge (cf figure.2.11 et 2.13).

Bien que ce phénomène soit connu de la littérature, peu de travaux spécifiques portent sur l'identification de cette interaction entre le poignet du robot W et la pointe de l'instrument T. En effet, que l'on choisisse une conception mécanique avec un centre de rotation déporté mécaniquement ou logiciellement contraint, passif ou même un algorithme de détection du point d'insertion, ces méthodes font toute l'hypothèse que le point de rotation de l'instrument (le point A) reste fixe tout au long de l'examen. Or elles ne permettent pas de prendre en compte les variabilités du point de rotation réel

de l'instrument A durant l'examen. De plus certains travaux ont permis de montrer que, pour certaines applications, les points de rotations des instruments ne pouvaient pas être considérés comme fixe [Chalard et al., 2018a], [Smet et al., 2018]. Ces travaux réfutent donc l'hypothèse forte de considérer le point de rotation de l'instrument comme une liaison linéaire annulaire tout au long d'une chirurgie.

Par conséquent, afin de généraliser une commande pouvant s'adapter à n'importe quelle application médicale, il apparaît nécessaire de développer un estimateur capable de tenir compte des variabilités du point de rotation tout au long d'un examen. Ainsi, une tâche de ciblage précise pourra être réalisée pour diverses chirurgies mini-invasives (laparoscopie, en gynécologie, en urologie, etc).

Pour résoudre cette nouvelle problématique, deux estimateurs différents sont développés.

- Le premier estimateur, nommé Bras de Levier Adaptable (BLA), réutilise la construction de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ défini dans le chapitre 1 et met à jour à tout instant les valeurs $\widehat{\mathbf{J}_{xx}}$ et $\widehat{\mathbf{J}_{zz}}$ de la matrice d'interaction.
- Le second est issu des méthodes numériques permettant de résoudre les problèmes non-linéaire de type y = F(x). Cette méthode, nommée méthode de Broyden, permet d'estimer directement une matrice jacobienne de taille 3×3 liant deux variables distinctes sans faire d'hypothèses sur celle-ci, ce qui permet de s'affranchir du modèle du bras de levier.

3.1 Modèle du Bras de Levier Adaptable (BLA)

Lorsqu'une position désirée T_d est spécifiée au robot pour la pointe de l'instrument, il est nécessaire de calculer la position désirée correspondante du centre du poignet, W_d. Celle-ci est alors contrôlable grâce aux trois premières articulations du robot. Cependant, comme expliqué précédemment, l'interaction entre la pointe de l'instrument T et le centre du poignet du robot qui tient l'instrument W ne peut pas être considérée comme un modèle à bras de levier parfait (c'est à dire avec un point de rotation de l'instrument fixe). De toute évidence, la correspondance entre les déplacements de W et ceux de T dépend de la façon dont les tissus entourant le site d'insertion se déforment. Si l'on considère les petits mouvements (représentation locale), il est raisonnable de supposer que le comportement est linéaire, c'est-à-dire qu'il est possible d'écrire :

$$\delta T = \hat{\mathbf{J}}\delta W = \begin{pmatrix} \widehat{\mathbf{J}_{xx}} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \widehat{\mathbf{J}_{zz}} \end{pmatrix} \delta W \quad . \tag{3.1}$$

Cette structure particulière de $\mathbf{J}$ provient du fait que l'instrument inséré est supposé être rigide. Par conséquent, les déplacements de W sont supposés être égaux à ceux de T sur l'axe de pénétration $\overrightarrow{y}$.

Comme démontré dans la partie.2.3, lors d'une manipulation de l'instrument par le robot, $\hat{\mathbf{J}}$ doit être continuellement mis à jour car il ne peut être considéré comme étant constant. Une estimation instantanée de $\mathbf{J}$ peut être calculée à partir des valeurs instantanées des vitesses de W et T. En effet, la différenciation temporelle de l'équation.3.1 conduit à :

$$\dot{T} = \widehat{\mathbf{J}}\dot{W} \tag{3.2}$$

Avec une mesure instantanée des vitesses $\dot{W}$ et $\dot{T}$, cela est suffisant pour identifier les 2 éléments inconnus de $\mathbf{J}$ car deux équations sont disponibles (correspondant aux première et troisième lignes de l'équation.3.2). Cependant, l'exploitation des n mesures successives de $\dot{T}$ et $\dot{W}$, en supposant qu'elles ont été enregistrées dans des configurations suffisamment proches pour supposer que $\mathbf{J}$ est constant, permet d'estimer $\hat{\mathbf{J}}$ par une optimisation des moindre carré. En posant $\hat{\mathbf{J}}_{inst}$ comme l'estimation instantanée résultante pour $\mathbf{J}$, il est possible d'implémenter l'estimation en ligne de $\hat{\mathbf{J}}_k$ à un instant donné k comme :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k = (1-\lambda)\widehat{\mathbf{J}}_{k-1} + \lambda\widehat{\mathbf{J}}_{inst}, \tag{3.3}$$

où λ est un gain scalaire vérifiant $0 < \lambda < 1$. Dans la pratique, λ est réglé assez petit pour filtrer les bruits de mesure et assez grand pour assurer un taux d'adaptation satisfaisant.

Bien que cet estimateur permette de prendre en compte des déformations de tissus autour de la zone d'insertion de l'instrument à travers le patient, il est toujours soumis à l'hypothèse de construction diagonale de la matrice d'intéraction. Pour rappel, cette hypothèse provient de la définition du problème de l'insertion d'un instrument de chirurgie mini-invasive comme une liaison linéaire annulaire.

Cependant, faire cette hypothèse sur la construction de $\hat{\mathbf{J}}$ signifie que les efforts sur les parois de la zone d'insertion sont découplés selon chaque axe et qu'ils n'interfèrent pas entre eux.

Or il est compliqué de confirmer cette hypothèse d'un point de vue anatomique du fait de la différence d'elasticté entre chaque zone d'insertion (anus, trocart, uterus, etc)

de chaque patient. Par conséquent, un estimateur basé sur les systèmes non-linéaires est développé afin de s'affranchir de l'hypothèse de construction de la matrice d'intéraction utilisée jusqu'à présent. Il est ainsi possible d'identifier une matrice d'interaction quelconque de la forme :

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} \mathbf{J}_{xx} & \mathbf{J}_{xy} & \mathbf{J}_{xz} \\ \mathbf{J}_{yx} & \mathbf{J}_{yy} & \mathbf{J}_{yz} \\ \mathbf{J}_{zx} & \mathbf{J}_{zy} & \mathbf{J}_{zz} \end{pmatrix}. \tag{3.4}$$

3.2 Modèle de Broyden

Comme souligné dans la partie.2.3, les erreurs dans l'estimation de l'interaction instrument-patient conduisent à une détérioration du comportement en boucle fermée lorsque le point T est renvoyé au contrôleur. Cela peut avoir un impact significatif dans des situations réelles, où l'interaction ne peut pas être modélisée comme un point fixe de rotation et ne pas être connue précisément à l'avance. Par exemple, dans [Chalard et al., 2018a], il a été démontré que le point d'insertion peut être déplacé de plus de 20mm lors d'une biopsie de la prostate (cf chapitre.4). Dans [Smet et al., 2018] il est démontré que la manipulation de l'utérus avec un instrument à travers le vagin pendant une chirurgie ne peut être modélisée comme un modèle de bras de levier fixe.

En pratique, la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ liant les déplacements de W à T dépend de la façon dont les tissus entourant le site d'insertion se déforment et est donc inconnue. L'interaction entre $\dot{W}$ et $\dot{T}$ peut être modélisée sous la forme générale :

$$\dot{T} = \mathbf{J}\dot{W} \; avec \; \mathbf{J} = \begin{pmatrix} \mathbf{J}_{xx} & \mathbf{J}_{xy} & \mathbf{J}_{xz} \\ \mathbf{J}_{yx} & \mathbf{J}_{yy} & \mathbf{J}_{yz} \\ \mathbf{J}_{zx} & \mathbf{J}_{zy} & \mathbf{J}_{zz} \end{pmatrix}. \tag{3.5}$$

avec $\mathbf{J}$ qui varie au cours du temps.

Le problème énoncé précédemment est un problème d'optimisation non-linéaire puisque la matrice $\mathbf{J}$ dépend de la position W et de l'environnement qui est inconnu. Dans la littérature, la méthode numérique la plus courante pour résoudre ce genre de problème est la méthode de Newton. Plus particulièrement, lorsqu'il est nécessaire d'estimer une matrice jacobienne, on utilise la méthode de Broyden. C'est une méthode itérative qui peut être utilisée pour estimer la matrice jacobienne [Mansard et al., 2006] d'un robot. Cette méthode utilise une valeur initiale pour générer une séquence d'amélioration des solutions approximatives. Elle donne de bons résultats en supposant que la valeur initiale

n'est pas trop éloignée de la valeur réelle. De plus, cette méthode a un coût de calcul assez faible permettant une estimation en ligne.

Basé sur la méthode Broyden [Broyden, 1965], il est possible d'utiliser la matrice de Broyden en l'applicant directement au contexte de la robotique médicale. Ainsi, la matrice estimée $\widehat{\mathbf{J}}_k$ est calculée tel que :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1} + \alpha \frac{\delta T_k - \widehat{\mathbf{J}}_{k-1}.\delta W_k}{\delta W_k} \delta W_k \|_2^2 . \delta W_k \tag{3.6}$$

où :

- $\delta T_k = T_k - T_{k-1}$ est le déplacement mesuré de la pointe de l'instrument T entre les deux itérations.
- $\delta W_k = W_k - W_{k-1}$ est le déplacement mesuré de l'effecteur du robot W entre les deux itérations.
- α est un scalaire généralement choisi entre 0 et 1.

Le détails de cette méthode est décrit dans l'annexe.A. Le paramètre α est un gain scalaire compris entre 0 et 1 qui définit la vitesse de mise à jour de l'algorithme. Lors du réglage de ce paramètre, un compromis doit être trouvé entre vitesse de convergence et robustesse.

Si la variation des données d'entrée est trop faible ou nulle, le calcul peut devenir instable. Pour éviter cette instabilité, il faut vérifier :

$$\delta W_k^T . \delta W_k = \|\delta W_k\|_2^2 \neq 0 \tag{3.7}$$

Un seuil est alors introduit pour s'assurer que la condition précédente est vérifiée. De telle sorte on écrit :

$$\|\delta W_k\|_2 \geq r_\varepsilon \tag{3.8}$$

où r_ε doit être réglé en fonction de l'application. Si le seuil n'est pas atteint, la matrice n'est pas mise à jour et :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1} \tag{3.9}$$

3.3 Evaluation et comparaison de l'interaction Patient / Instrument en simulation

3.3.1 Procédure d'identification

Pour choisir la structure de modèle qui donnera une identification la plus proche possible de la matrice d'interaction **J**, il existe une procédure d'identification [Liu et al., 2015; Rachad et al., 2015] en plusieurs étapes qui permet de tester et de comparer différentes structures de modèle d'identification (voir figure 3.1) :

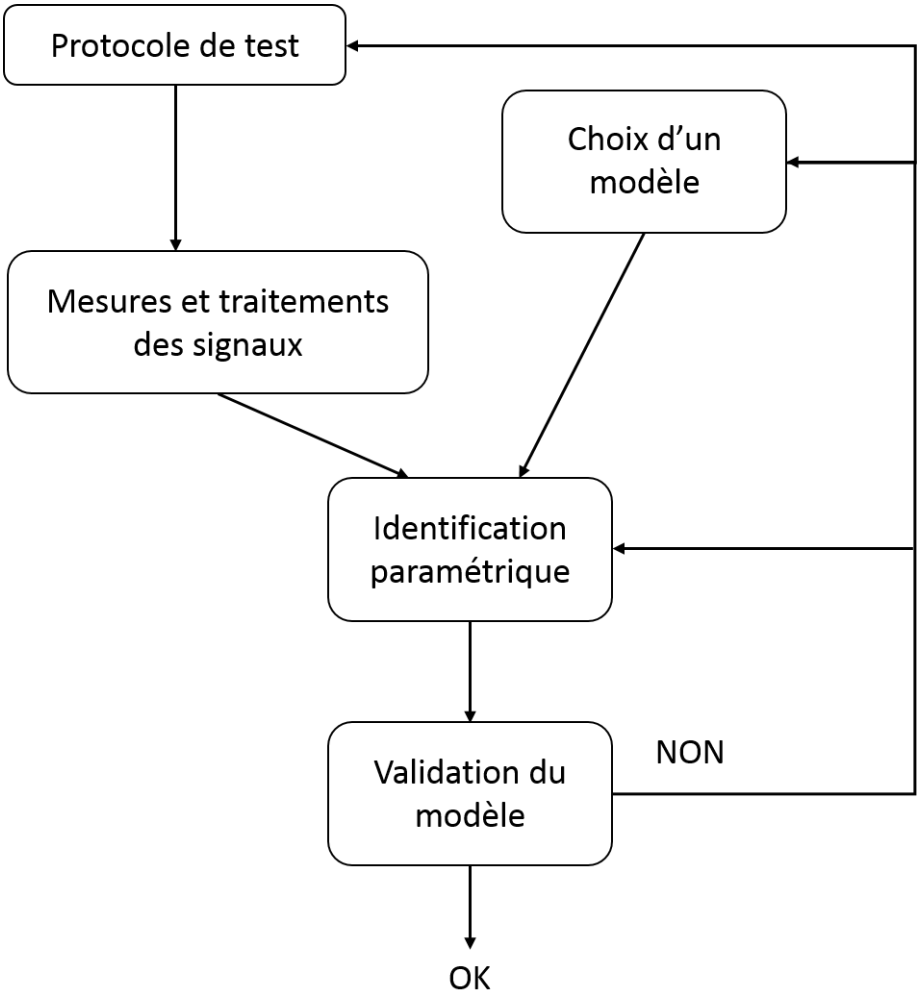


FIGURE 3.1: Schéma de la procédure d'identification de système

- Protocole de test : il faut des données en quantité suffisante et qui représentent bien la dynamique du système. Les signaux pseudo-aléatoires sont typiquement utilisés en entrée du système afin d'avoir une bonne excitation du système ;
- Mesures et traitements des signaux ;

- Choix de la structure de modèle : choix du type de modèle, des conditions initiales et du facteur de convergence ;
- Identification paramétrique : utilisation d'un algorithme d'optimisation paramétrique ;
- Validation du modèle : réalisation de tests de vérification, analyse des résultats ;

3.3.2 Acquisition de données robot

Deux expériences ont été menées pour valider les deux méthodes d'estimation proposées. Pendant ces expériences, l'instrument est déplacé en comanipulation à l'aide d'un robot anthropomorphique à poignet libre (le robot étant en mode libre). Les positions de T et W sont mesurées grâce aux capteurs du robot et acquises.

Deux expériences ont été réalisées :

- Pour la première expérience, aucun environnement n'applique de contrainte à l'instrument et l'utilisateur manipule librement la sonde selon des translations perpendiculaires en conservant une orientation constante comme illustré sur la figure.3.2. Dans ce cas, le déplacement de T est égal au déplacement de W. Cette expérience sera par la suite appelé 'mouvement 1'.
- Lors de la deuxième expérience, l'instrument est inséré dans un fantôme anatomique. L'utilisateur manipule l'instrument comme il le ferait lors d'un examen gynécologique ou prostatique (figure.3.2). Cette expérience sera par la suite appelée 'mouvement 2'.

Après l'expérience, les données sont exploitées en post-traitement. Afin de vérifier que les deux estimateurs sont performants, ils sont tous le deux testés sur les deux expériences réalisées.

Pour valider leur comportement, ils sont implémentés sur le logiciel de simulion Matlab. En récupérant les positions de l'effecteur du robot (point W) et les positions de la pointe de l'instrument (point T) il est possible de reconstruire une position de la pointe de l'instrument, noté T_{rec} qui est calculée à partir de la position mesurée de W et de la matrice estimée par chacun des deux estimateurs, voir algorithme 1 et 2.

Quelle que soit l'expérience et l'estimateur, la matrice jacobienne $\hat{\mathbf{J}}$ est initialisée comme un modèle RCM fixe développée dans la partie.2.3. Avec une calibration manuelle, $\hat{\mathbf{J}}_{init}$ est définit comme :

$$\hat{\mathbf{J}}_{init} = \begin{pmatrix} -0.15 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -0.15 \end{pmatrix}. \tag{3.10}$$

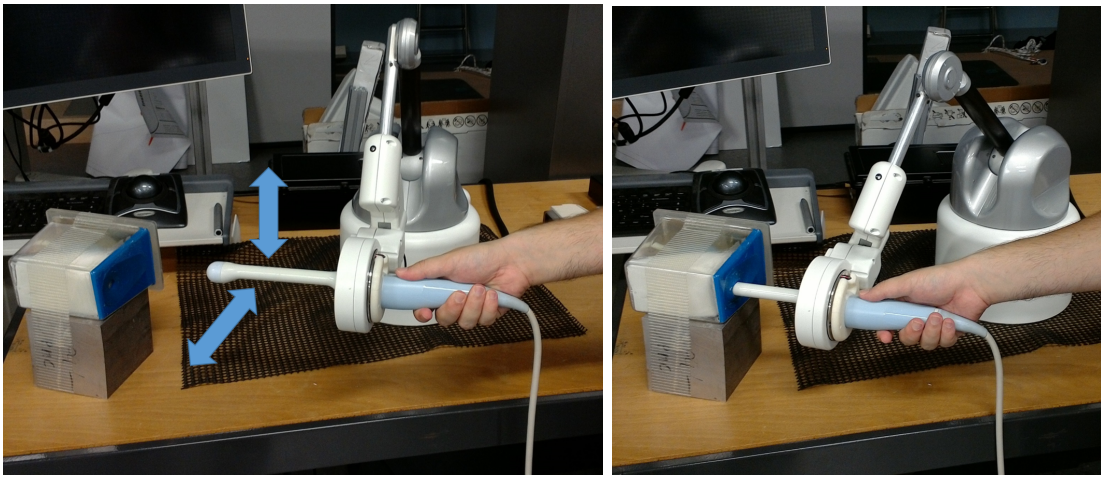


FIGURE 3.2: Montage expérimental sans contrainte environnementale (à gauche) et dans un fantôme anatomique (à droite)

Algorithm 1 Reconstruction de la pointe de l'instrument en se basant sur le modèle du Bras de Levier Adaptable (10 ms)

$r_\varepsilon = 0.0001$;
$\lambda = 0.6$;
for k=1 to number of points **do**
  $\delta W_k = W_k - W_{k-1}$;
  $\delta T_k = T_k - T_{k-1}$:
  if $\|\delta W_k\|_2 \geq r_\varepsilon$ **then**
    $\widehat{\mathbf{J}}_{inst} = \delta T_k / \delta W_k$
    $\widehat{\mathbf{J}}_k = (1-\lambda).\widehat{\mathbf{J}}_{k-1} + \lambda.\widehat{\mathbf{J}}_{inst}$;
  else
    $\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1}$;
  end if
  $\delta T_{\mathrm{rec}_k} = \widehat{\mathbf{J}}_k.\delta W_k$;
  $T_{\mathrm{rec}_k} = T_{\mathrm{rec}_{k-1}} + \delta T_{\mathrm{rec}_k}$;
end for=0

Algorithm 2 Reconstruction de la pointe de l'instrument en se basant sur l'algorithme de Broyden (10 ms)

$r_\varepsilon = 0.0001$;
$\alpha = 0.5$;
for k=1 to number of points **do**
  $\delta W_k = W_k - W_{k-1}$
  $\delta T_k = T_k - T_{k-1}$
  if $|\delta W_k\|_2 \geq r_\varepsilon$ **then**
    $\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1} + \alpha \frac{\delta T_k - \widehat{\mathbf{J}}_{k-1}.\delta W_k}{\|\delta W_k\|_2^2}.\delta W_k^T$
  else
    $\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1}$
  end if
  $\delta T_{\mathrm{rec}_k} = \widehat{\mathbf{J}}_k.\delta W_k$
  $T_{\mathrm{rec}_k} = T_{\mathrm{rec}_{k-1}} + \delta T_{\mathrm{rec}_k}$
end for=0

De plus, notez que les valeurs r_ε, α et λ sont empiriquement choisies pour :

- $r_\varepsilon = 0.0001$ (m) ;
- $\lambda = 0.6$;
- $\alpha = 0.5$;

Plus particulièrement, la valeur r_ε a été fixée en fonction des limites physiques du robot. En effet, comme défini dans la partie.3.2, ce seuil affecte la mise à jour de la matrice de Broyden basée sur les données d'entrée. Dans notre cas, les données d'entrée sont les déplacements du point W. Il a été décidé de mettre à jour la matrice de Broyden si le robot est en mouvement. Par conséquent, pour en tenir compte, la valeur r_ε a été fixée à un dixième de millimètre entre chaque acquisition de données (toutes les 10 millisecondes). Ensuite, grâce à une méthode itérative, les valeurs α et λ ont été fixées afin de trouver un compromis entre la vitesse de convergence et la reconstruction des erreurs. En effet, plus leurs valeurs sont proches de 1 plus la vitesse de convergence de l'algorithme est élevée mais fortement impactée par la variation d'entrée et inversement si les valeurs de λ et α sont proche de 0.

Les positions reconstruites de la pointe de l'instrument T_{rec} sont ensuite comparées à la position réelle de la pointe de l'instrument mesurée par le robot, notée T_{meas_k}. L'erreur de reconstruction ε_{T_k} est définie comme :

$$\varepsilon_{T_k} = T_{meas_k} - T_{\text{rec}_k} \tag{3.11}$$

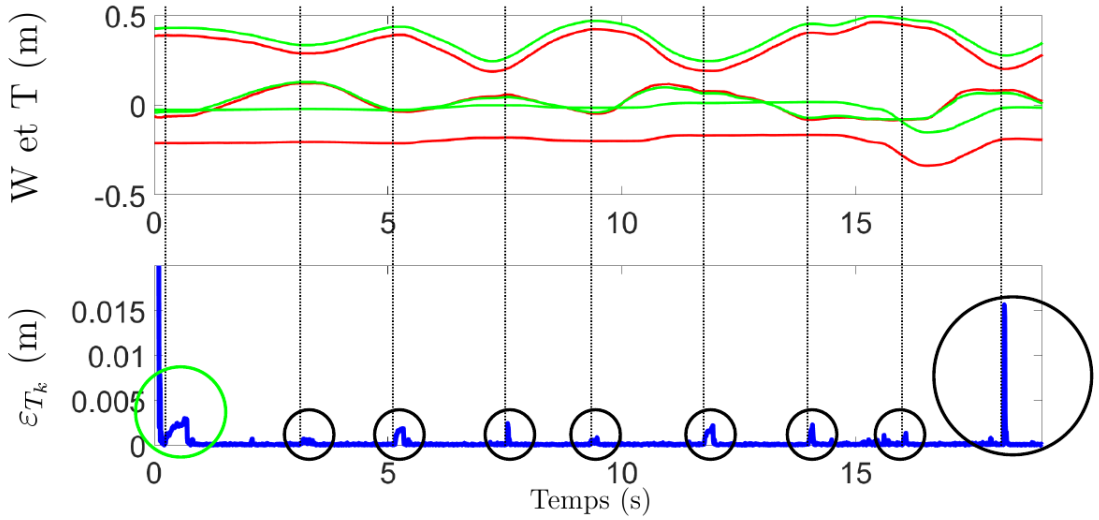
De cette manière, plus l'erreur ε_{T_k} est faible, plus l'algorithme est capable de reconstruire artificiellement la position de la pointe de l'instrument. En pratique, cela signifie que, si ε_{T_k} tend vers zéro à tout instant, les estimateurs sont capables d'identifier l'interaction entre la partie de l'instrument située dans le patient (point T) et celle située à l'extérieur (point W). C'est à dire que les estimateurs tendent vers la valeur de la matrice d'interaction **J** réelle.

3.3.3 Reconstruction off-line de la matrice d'interaction

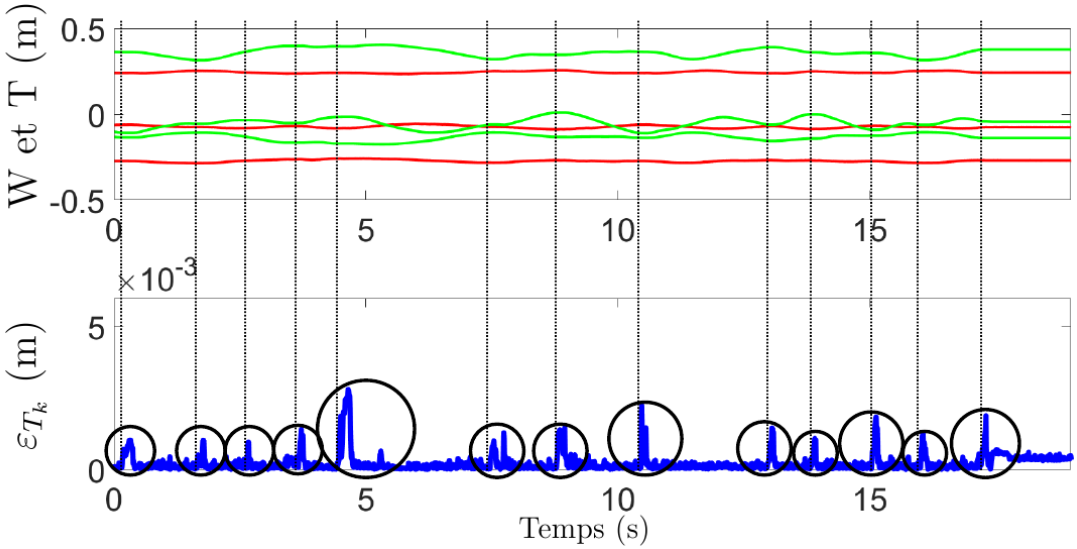
Les résultats des quatre expériences sont illustrés dans les figures.3.3A, 3.3B, 3.4A et 3.4B.

Pour le mouvement 1 :

- l'erreur moyenne reconstruite (ε_{T_k}) avec le modèle du Bras de Levier Adaptable est inférieure à 0,721 mm (écart type 1,09 mm).
- l'erreur moyenne reconstruite (ε_{T_k}) avec le modèle de Broyden est inférieure à 0,257 mm (écart type 0,477 mm).



(A) Résusltat des simulation pour un déplacement identité avec l'estimateur BLA.



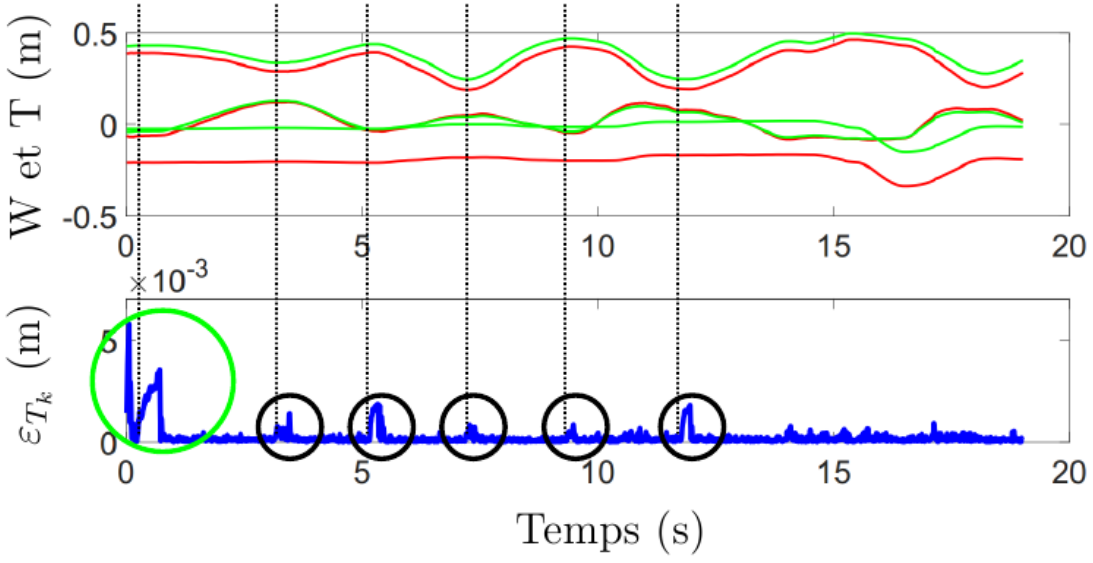
(B) Résusltat des simulation pour un déplacement de type chirurgie mini-invasive avec l'estimateur BLA.

FIGURE 3.3: Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant les deux expériences avec l'estimateur BLA.

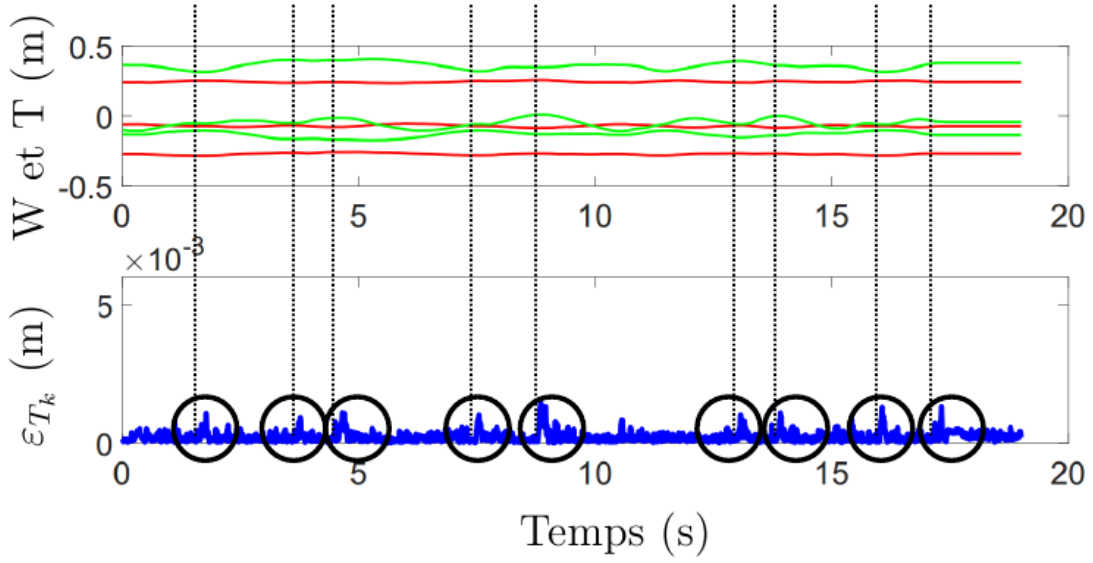
De plus, pour le mouvement 2 :

- l'erreur moyenne (ε_{T_k}) avec le modèle du Bras de Levier Adaptable est inférieure à 0,232 mm (écart type 0,314 mm).
- l'erreur moyenne (ε_{T_k}) avec le modèle de Broyden est inférieure à 0,235 mm (écart type 0,191 mm).

Quelque soit le mouvement ou l'estimateur choisi, on peut noter la présence de pics d'erreurs (cercle noir) dans les figures.3.3A, 3.3B, 3.4A et 3.4B. Ils apparaissent dans le cas d'un changement soudain de direction du mouvement. Cela est mis en évidence par les lignes verticales noires en pointillés qui lient les changements de direction du



(A) Résusltat des simulation pour un déplacement identité avec l'estimateur de Broyden



(B) Résusltat des simulation pour un déplacement de type chirurgie mini-invasive avec l'estimateur de Broyden.

FIGURE 3.4: Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant les deux expériences déterminée avec l'estimateur de Broyden.

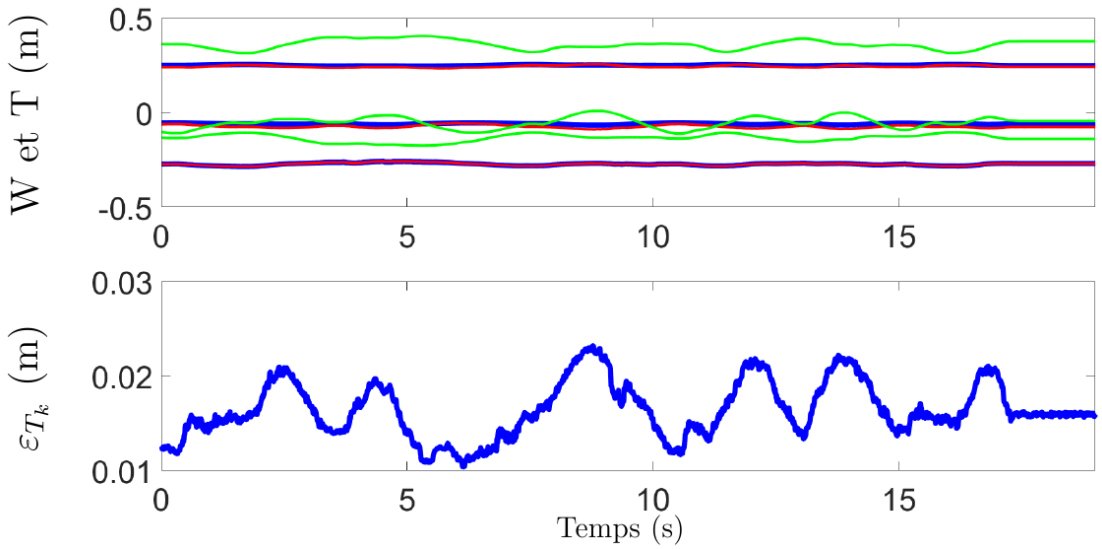


FIGURE 3.5: Position mesurée du poignet du robot (rouge) et de la pointe de l'instrument (bleue) durant un déplacement. Evolution de l'erreur de reconstruction ε_{T_k} (bleue) pendant le 'mouvement 2' déterminée avec le modèle de bras de levier fixe.

robot avec les pics d'erreurs de reconstruction. Cependant les figures.3.3A, 3.3B, 3.4A et 3.4B montrent que les deux méthodes proposées réussissent à annuler l'erreur après quelques itérations. De plus, en tenant compte du lien particulier des points W et T pour le mouvement 1 (le poignet du robot et la pointe de la sonde ont la même vitesse), le cercle vert visible sur les figures.3.3A et 3.4A met en évidence un pic dans l'erreur de reconstruction due à la valeur initiale de $\hat{\mathbf{J}}$ qui est totalement différente de la valeur réelle. Concernant le 'mouvement 2', les changements de direction sont plus lisses du fait de la contrainte d'insertion de l'instrument. Cela a pour effet de faire quasiment disparaître les pics d'erreurs de reconstruction. De plus, on remarque à partir des valeurs moyennes des erreurs de reconstruction ainsi que leur déviation standard que les erreurs de reconstruction sont plus faibles pour le 'mouvement 2' que pour le 'mouvement 1' quelque soit l'estimateur étudié.

A titre de comparaison, une simulation utilsant un modèle à bras de levier fixe à été testée. Il a seulement été implémenté sur le 'mouvement 2' qui correspond à un mouvement de chirurgie mini-invasive. Les résultats de cette simulation se trouvent sur la figure.3.5. L'erreur moyenne (ε_{T_k}) avec le modèle du Bras de Levier fixe est de 16.4 mm (écart type 2.9 mm).

Quelque soit le mouvement, en s'appuyant sur l'erreur moyenne (et l'écart-type) et la performance globale (figures.3.3 et 3.4), il est possible de conclure que les deux méthodes proposées pour estimer la matrice d'interaction en continu sont plus efficaces que le modèle du bras de levier fixe pour estimer correctement la position de la pointe de l'instrument à tout instant.

3.4 Validation expérimentale

Le but étant d'obtenir une plus grande précision en estimant en temps réel la matrice d'interaction **J**, les estimateurs sont implémentés dans la commande en boucle ouverte décrite dans la partie.2.2.1. En effet, en implémentant les deux estimateurs dans la commande en boucle ouverte et en les comparant à une estimation classique dite de calibration en début d'examen, il suffit de regarder l'erreur de positionnement finale de la pointe de l'instrument pour connaître la méthode la plus efficace et fiable (cf figure.3.6). Une fois le choix d'estimateur réalisé, il sera implémenté dans la commande en boucle fermée puis testé sur un set-up expérimental.

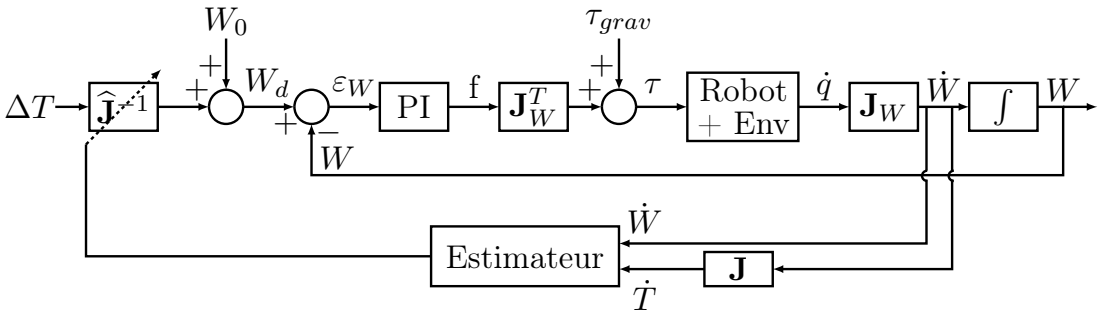


FIGURE 3.6: Commande en boucle ouverte du robot à poignet libre pour des déplacements automatiques fin de la pointe de l'instrument prenant en compte l'elasticité de l'environnement.

3.4.1 Set-up expérimental

Comme expliqué dans la partie.2.2.1, il est possible de réaliser des déplacements automatiques fins de la pointe de l'instrument en contrôlant le poignet du robot grâce au contrôleur détaillé dans la figure.3.6.

De plus, comme souligné dans le chapitre.2, pour atteindre une cible avec la pointe de l'outil (point T) en contrôlant le poignet du robot (point W), il est nécessaire d'estimer avec précision l'interaction **J** entre W et le point T. Sur la base de cette considération, la précision de l'estimateur pourrait être mesurée à partir de déplacements réel de l'instrument. En effet, en contrôlant le poignet du robot W, plus l'estimation de la matrice d'interaction sera bonne, plus la position T finale sera proche de la position désirée T_d. Pour quantifier les déplacements, un laser est fixé à l'instrument. Le laser pointe sur un papier millimétré et l'erreur de pointage est donc relevé à la fin du mouvement du robot (voir figure.3.7).

Les cibles sont définies comme les coins d'un carré (Cibles 5, 6, 7 et 8, voir figure. 3.7). Le carré est conçu comme un carré latéral de 40 mm. Chaque milieu des côtés du

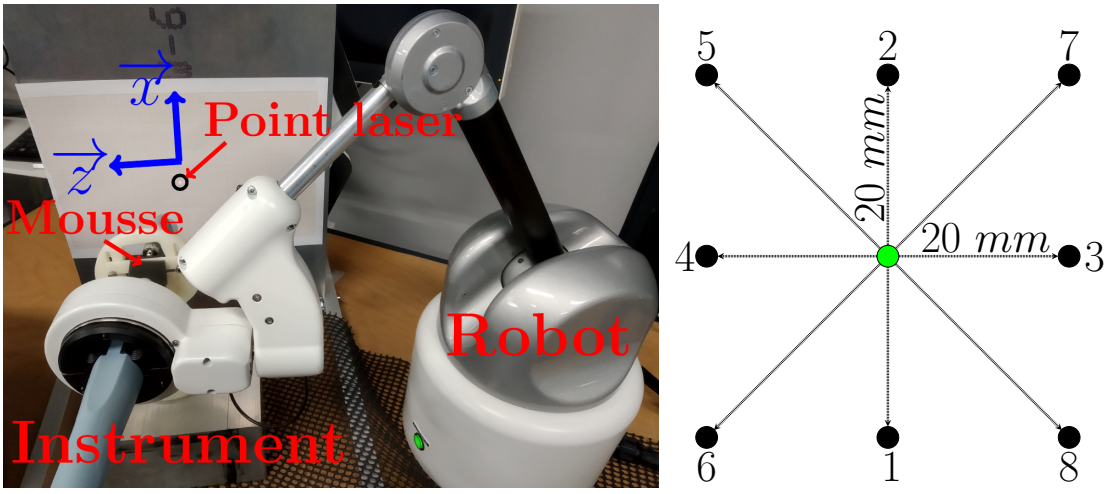


FIGURE 3.7: Set-up expérimental et définition des cibles.

carré forme les 4 autres cibles (Cibles 1, 2, 3 et 4, voir figure.3.7). Pour chaque tâche de ciblage, le point de départ est le centre du carré. Cela permet d'effectuer des mouvements de différentes longueurs (20 et 28,3 mm). De plus, le carré est couvert trois fois, donc chaque cible a été atteinte à trois reprises. Afin de simuler les contraintes anatomiques (élasticité, aucun RCM, etc), le point d'insertion est recouvert de mousse (voir 3.7). Ainsi, quel que soit le déplacement, l'interaction entre les points W et T reste inconnue. Pour être cohérent avec la partie.2.2.1, la valeur initiale de la matrice jacobienne $\mathbf{J}$ est toujours la même.

Afin de pouvoir positionner ces travaux par rapport à la littérature existante sur le positionnement des instruments chirurgicaux pendant une chirurgie mini-invasive, une commande de type RCM fixe trouvée dans la littérature [Yip et al., 2017] a également été mis en œuvre (voir equation.2.13). Dans cette configuration, l'initialisation de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ est fixée à :

$$\hat{\mathbf{J}}_{fixe-br} = \begin{pmatrix} -1.55 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1.55 \end{pmatrix}. \tag{3.12}$$

Il est impormtant de noter que pour les déplacements avec l'estimateur à Bras de Levier Adaptable (BLA), les déplacements seront restreints aux cibles 1, 2, 3 et 4 avec des déplacments de 10mm. De plus les expériences n'ayant pas été faites en même temps que celles pour le modèle de Broyden, la valeur initiale de la matrice d'initialisation diffère et est fixée a :

$$\hat{\mathbf{J}}_{fixe-bla} = \begin{pmatrix} -0.8 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -0.8 \end{pmatrix}. \tag{3.13}$$

3.4.2 Résultats pour le modèle du Bras de Levier Adaptable (BLA)

La figure 3.8 représente l'évolution temporelle du déplacement de la pointe le long de l'axe $\vec{x}$ de l'instrument et l'évolution temporelle de $\mathbf{J}_{xx}$ quand un déplacement souhaité est envoyé le long de l'axe $\vec{x}$ (cible 3 et 4). De la même manière, la figure.3.9 représente l'évolution temporelle du déplacement de la pointe de l'instrument le long de l'axe $\vec{z}$ et l'évolution temporelle de $\mathbf{J}_{zz}$ quand un déplacement souhaité est envoyé le long de l'axe $\vec{z}$ (cible 1 et 2).

Sur ces trajectoires servant d'exemple, on remarque que l'estimation continue de la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ résultent en une réduction significative de l'erreur de positionnement du point T.

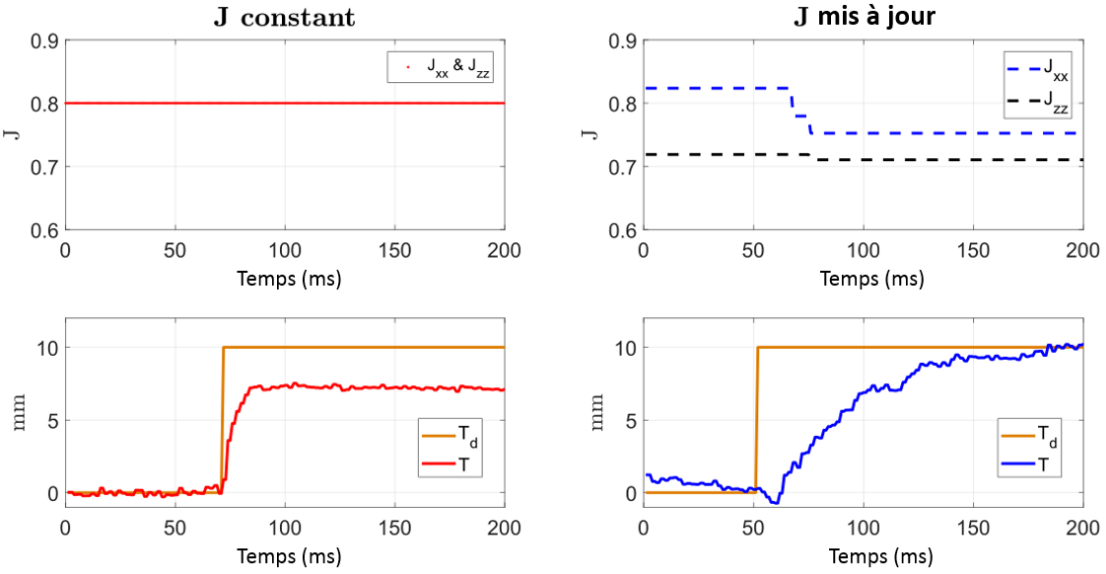


FIGURE 3.8: Déplacement de la pointe de l'instrument suivant l'axe $\vec{x}$

La figure 3.10 montre un exemple des trajectoires enregistrées aux points T et W pendant une expérience. On constate que les lignes noires reliant T et W, qui correspondent à l'axe central de l'instrument, ne se coupent pas au même point fixe A. Ceci souligne le fait que le dispositif expérimental présente un comportement dont les propriétés sont comparables à celles des expériences cliniques.

Le tabeau.3.1 contient les différentes erreurs obtenues en utilisant une matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ constante et celles obtenues avec l'estimateur BLA qui permet de mettre à jour $\hat{\mathbf{J}}$. L'erreur calculée pour chacun des 8 déplacements est la valeur absolue de la différence entre le déplacement souhaité (10mm) et le déplacement réel mesuré au point T. L'erreur moyenne lors de l'utilisation d'un $\hat{\mathbf{J}}$ constant est de 2.36 mm alors qu'elle est réduite à 0.81 mm avec un $\hat{\mathbf{J}}$ actualisé continuellement.

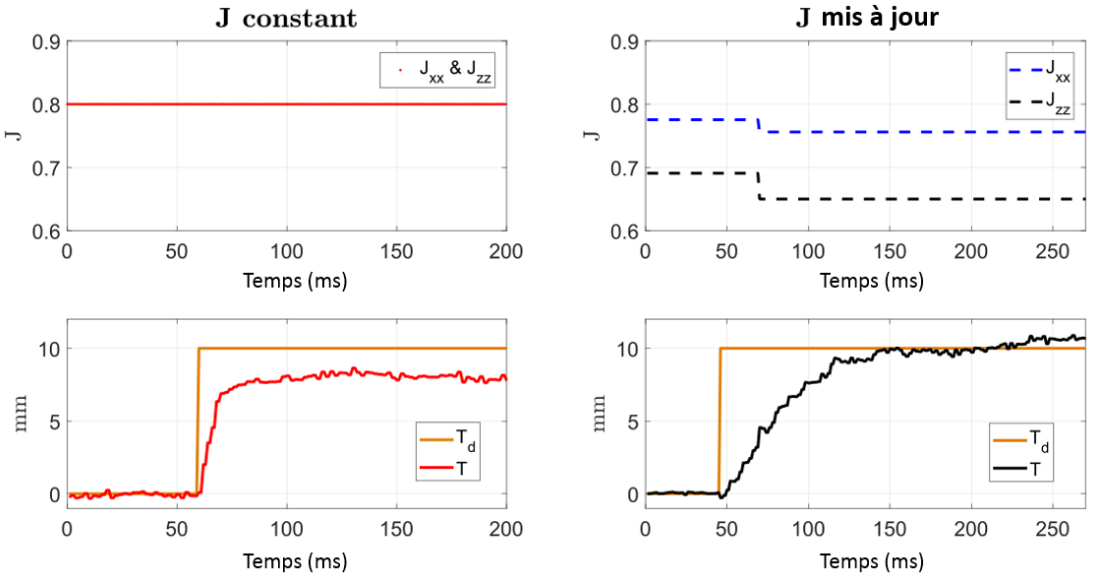


FIGURE 3.9: Déplacement de la pointe de l'instrument suivant l'axe $\overrightarrow{z}$

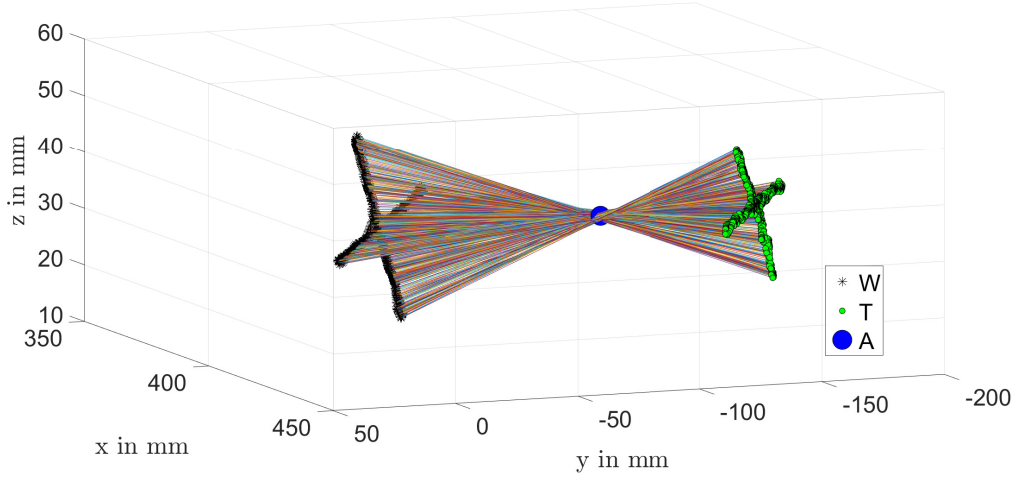


FIGURE 3.10: Déplacement de la sonde entre les cibles 1, 2, 3 et 4 mettant en lumière une zone de passage de la sonde

De toute évidence, l'identification du modèle en ligne réduisent considérablement l'erreur de ciblage de la pointe de l'instrument.

3.4.3 Résultats pour le modèle basé sur la méthode de Broyden

La figure.3.11 permet de comparer les erreurs obtenues en utilisant un modèle RCM fixe et une matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ mis à jour continuellement par la méthode de Broyden. L'erreur calculée pour chacun des 24 déplacements est la valeur absolue de la différence entre le déplacement désirée T_d et le déplacement réel mesuré au point T. Dans la figure.3.11, les déplacements correspondent à deux classes. La première classe regroupe les

TABLE 3.1: norme des déplacements de la poite de l'instrument avec **J** constante et mise à jour.

ΔT désiré de 10 mm	avec **J** constant	avec $\hat{\mathbf{J}}$ mis à jour
Déplacement de T suivant $\vec{x}$ (mm)	7.5 6.4 8.5 8.1	12.2 10.5 10.8 10.3
Déplacement de T suivant $\vec{z}$ (mm)	5.7 6.1 9.8 9	11.1 10.2 9.8 8.8
Erreur moyenne	**2.36(23.6%)**	**0.81(8.1%)**

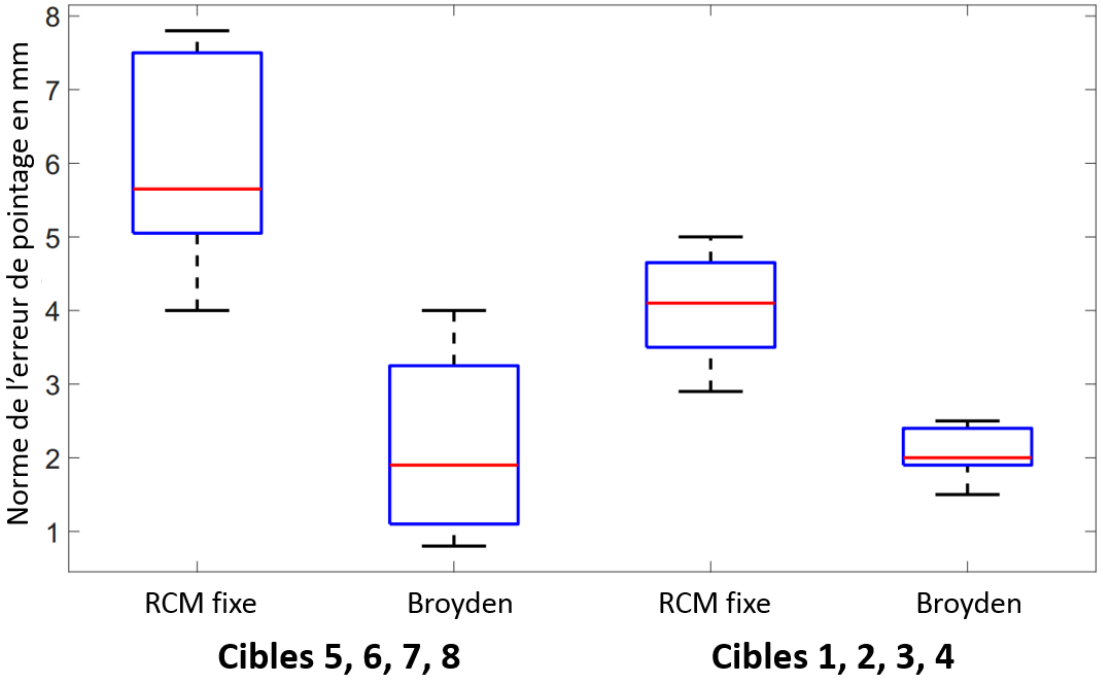


FIGURE 3.11: Erreur moyenne de la tâche de pointage avec les deux estimateurs étudiés.

12 déplacements qui s'effectuent simultanément le long des axes x et $\vec{z}$ de l'instrument (cibles 5, 6, 7 et 8). La deuxième classe comprend les 12 autres déplacements de 20mm dans les directions parallèles à $\vec{x}$ et $\vec{z}$ de l'instrument (cibles 1, 2, 3 et 4).

Il apparaît que le contrôleur basé sur l'estimation en continu de la matrice d'interaction grâce à la méthode Broyden est meilleur que le contrôleur basé sur le contrôleur RCM fixe.

Plus précisément, pour les cibles 1, 2, 3 et 4 le contrôleur Broyden réduit l'erreur de pointage de plus de 2 mm pour un déplacement de 20 mm par rapport au contrôleur RCM fixe. De plus, pour les cibles 5, 6, 7 et 8, l'erreur de pointage est réduite de plus de 3 mm. Globalement, pour tous les déplacements, la précision de la tâche de pointage est améliorée de 11,8% avec le contrôleur Broyden. En détail, la précision pour tous les déplacements est :

- Précision du contrôleur Broyden = 91.1%
- Précision du contrôleur RCM fixe = 79.3%

De toute évidence, la prise en compte d'un modèle numérique basé sur la méthode Broyden pour identifier continuellement la matrice d'interatcion **J** réduit considérablement l'erreur de pointage pour des déplacements automatiques.

Bien que les deux estimateurs améliorent de manière sensiblement identique la commande en boucle ouverte avec notre set-up, le choix du modèle de Broyden est retenu. En effet, si l'on se penche sur la description des orifices naturels, l'algorithme de Broyden est plus préconisé que le modèle par Bras de Levier Adaptable. En effet, dans [Smet et al., 2018], il est démontré qu'il est impossible de considéré la zone d'insertion comme un point de rotation. De ce fait, le modèle d'estimation basé sur un modèle de Bras de Levier Adaptable n'est pas pertinent pour l'ensemble des examens médicaux.

3.5 Integration de l'estimateur dans une loi de commande

L'estimateur basé sur la méthode de Broyden étant la solution la plus pérenne pour s'adapter à n'importe quelle chirurgie mini-invasive, il est désormais nécessaire de l'implémenter dans le contrôleur en boucle fermée (cf figure.3.12).

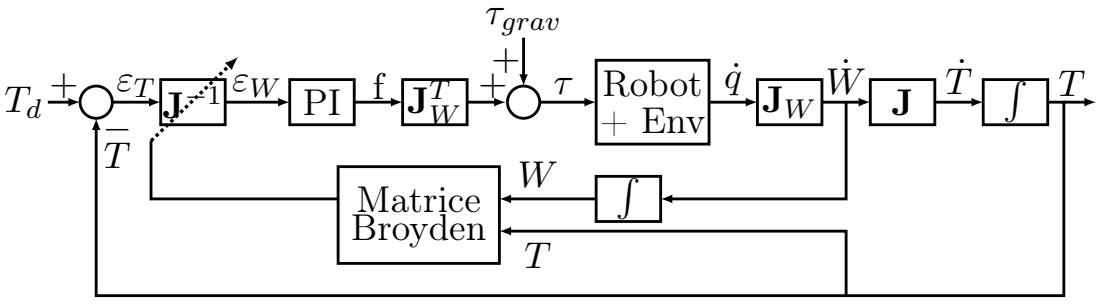


FIGURE 3.12: Commande en boucle fermée d'un robot à poignet libre pour des déplacements automatiques de la pointe de l'instrument prenant en compte l'elasticité de l'environnement.

En effet, comme exliqué dans le chapitre.2, boucler la commande directement sur la pointe de l'outil permet, dans le cas d'une estimation $\hat{\mathbf{J}}$ de la matrice d'interaction proche de sa valeur réelle **J**, d'annuler l'erreur dans la tâche de pointage.

3.5.1 Simulation de l'estimateur de Broyden dans la boucle fermée

Afin d'évaluer la capacité du contrôleur adaptatif à faire face à de grandes incertitudes, une simulation est réalisée. Elle reprend les conditions développées dans le chapitre.2 lorsque la commande en boucle fermée avec une estimation de la matrice d'interaction fixe menait à une divergence dans la tâche de pointage.

Pour rappel, cette situation était représentée par les équations 2.15 et 2.17 soit :

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} -0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -0.5 \end{pmatrix} \tag{3.14}$$

et

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3.15}$$

Le résultat de la simulation pour une commande en boucle fermée adaptative est tracé dans la figure.3.14, et doit donc être comparé avec le résultat de la simulation représenté dans la figure.2.13 du chapitre.2, dans un cas non adaptatif. Cette simulation est rappelée dans la figure.3.13.

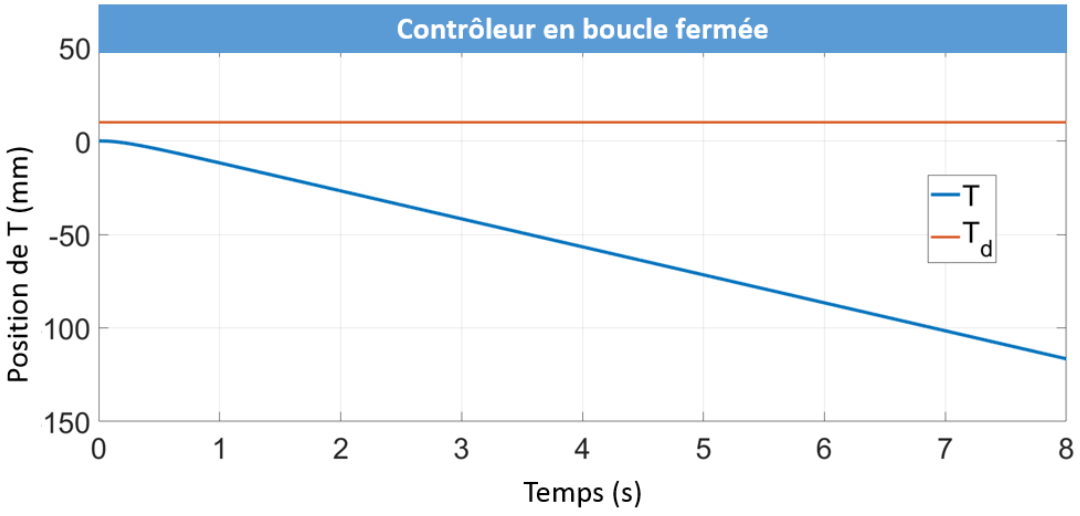


FIGURE 3.13: Divergence du contrôleur (2.12) lorsque l'erreur d'estimation de $\mathbf{J}$ est trop grande et non mise à jour.

Bien que le comportement initial de la tâche de pointage avec le controleur adaptatif ait tendance à diverger (0 <T<3,5s), l'estimation continuelle dans $\hat{\mathbf{J}}$ entraîne une convergence avec une erreur nulle après 10s.

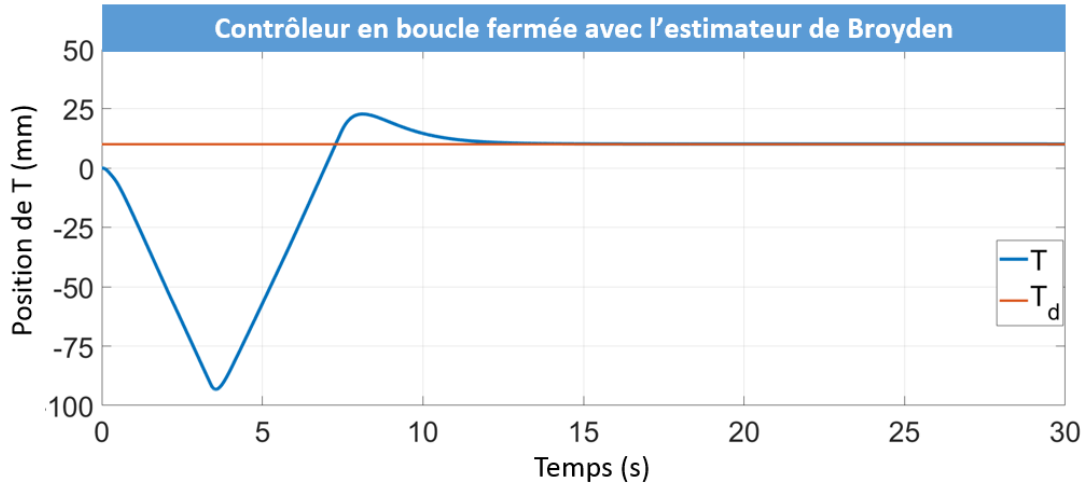


FIGURE 3.14: Simulation d'une tâche de ciblage au point T avec le contrôleur adaptatif basé sur l'estimateur de broyden avec une très grande erreur d'estimation initiale.

De plus, même avec une matrice initiale fortement erronée, après la convergence, la méthode de Broyden fournit l'estimation finale :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -0.642 & -0.191 & 0.0089 \\ 0 & 1 & 0 \\ -0.0629 & 0.0773 & -0.538 \end{pmatrix} \tag{3.16}$$

Notez que même si $\hat{\mathbf{J}}$ diffère de $\mathbf{J}$, l'erreur d'estimation est suffisamment petite pour obtenir la convergence.

3.5.2 Déplacement réel du robot à partir du contrôle en boucle fermée

Afin de valider les performances du contrôleur adaptatif développé dans la section précédente, des expériences ont été menées avec un robot anthropomorphique à poignet libre [Poquet et al., 2013]. De la même manière que pour les tests avec les contrôleurs en boucle ouverte réalisés dans la partie.3.4.1, un dispositif utilisé comme orifice, constitué d'une mâchoire de serrage (ou mors) recouverte de mousse, a été conçu (voir figure. 3.15).

La mousse sur la mâchoire de serrage permet de simuler une interaction entre l'instrument et les tissus qui ne permet pas de vérifier l'hypothèse de point de rotation fixe. De plus, afin de s'assurer que la commande adaptative est nécessaire, un contrôleur avec l'hypothèse du point fixe de rotation (c'est à dire un modèle de bras de levier fixe) à également été implémenté et testé.

L'expérience est constituée d'un ensemble de 20 essais pour les deux contrôleurs :

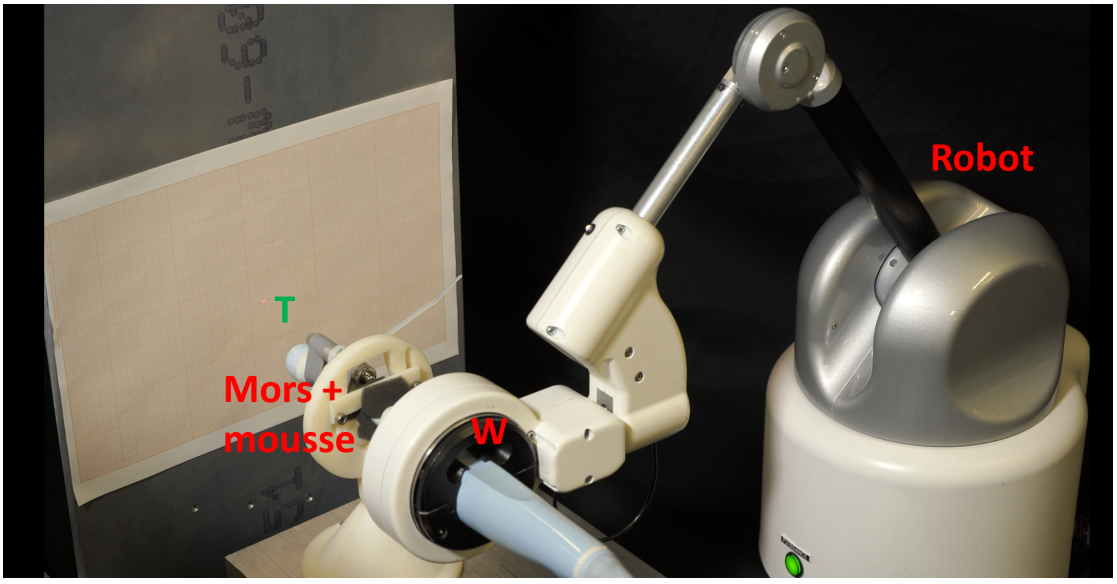


FIGURE 3.15: Description du montage expérimental avec le robot et l'interface.

- avec une estimation fixe $\hat{\mathbf{J}}$ issue du contrôleur avec un RCM contraint (figure. 2.6),
- avec une adaptation en continu de la matrice d'interaction $\hat{\mathbf{J}}$ (figure. 3.12).

Chaque essai consiste à atteindre une cible située à 20mm (T_d) de la position initiale de la pointe de la sonde notée T_0. La matrice estimée $\widehat{\mathbf{J}}$ est expérimentalement choisie à partir d'une mesure approximative de la longueur d'insertion, et en supposant un comportement de bras de levier :

$$\hat{\mathbf{J}} = \begin{pmatrix} -1.2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1.2 \end{pmatrix} . \tag{3.17}$$

La position des points T et W est enregistrée lors de chaque essai. Les figures.3.16 et 3.17 montrent les résultats expérimentaux obtenus en traçant l'évolution de la norme du déplacement entre la position initiale et la position courante de la pointe de la sonde $\|T - T_0\|$ en fonction du temps.

La position désirée est atteinte quelque soit le contrôleur utilisé, grâce au terme intégral, comme expliqué dans le chapitre.2. Notez que la dynamique en boucle fermée est lente dans les deux cas (temps de montée typiquement égale à 5s) en raison des faibles gains utilisés dans le contrôleur PI afin d'avoir un robot souple (c'est à dire à faible impédance).

Le contrôleur adaptatif présente une convergence rapide pour $\hat{\mathbf{J}}$ qui lisse la dynamique en boucle fermée. Par conséquent, en l'absence de dépassement, la convergence

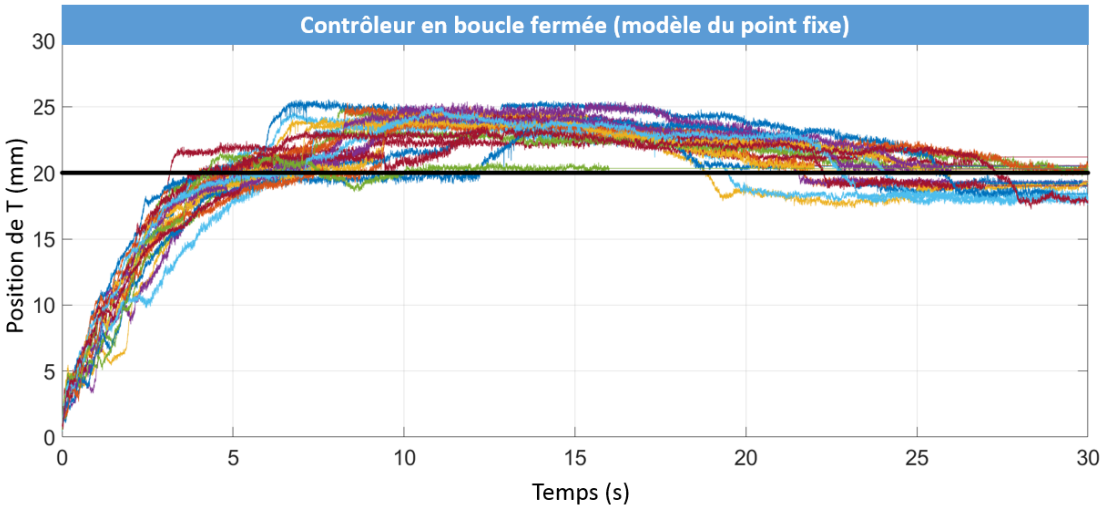


FIGURE 3.16: 20 déplacements de 20 mm avec la commande en boucle fermée sans mise à jour de $\widehat{\mathbf{J}}$, tel que défini dans la figure.2.6

.

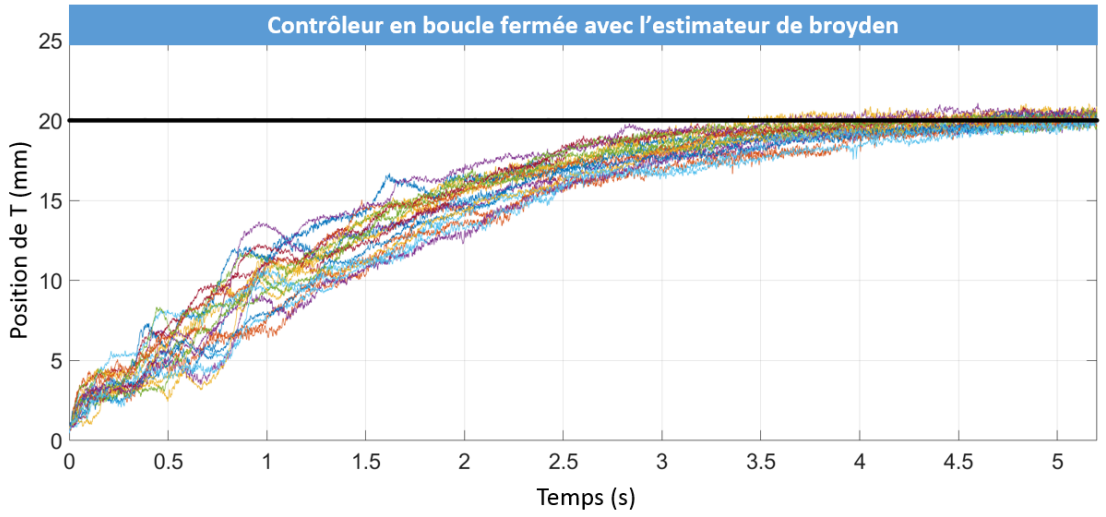


FIGURE 3.17: 20 déplacements de 20 mm avec la commande en boucle fermée et adaptation en continu de $\widehat{\mathbf{J}}$, tel que défini dans la figure.3.12

.

vers la cible est plus rapide (5 fois plus rapide d'après les 40 essais) comme le montre la figure 3.18.

Il faut également noter que, comme pour les déplacements réalisés avec les contrôleurs en boucle ouverte, le point d'insertion autour duquel l'instrument tourne instantanément n'est pas fixe. Comme le montre la figure.3.19 il peut en effet se déplacer dans une zone de 2cm de large.

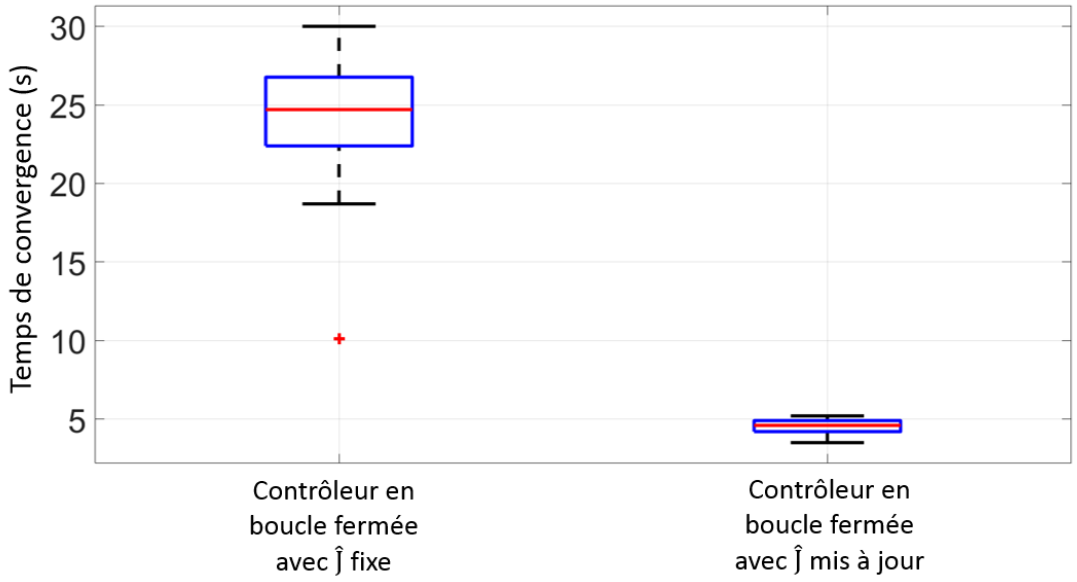


FIGURE 3.18: Temps de convergence pour les 40 essais (Contrôleur sans adaptation vs Contrôleur avec adaptation)

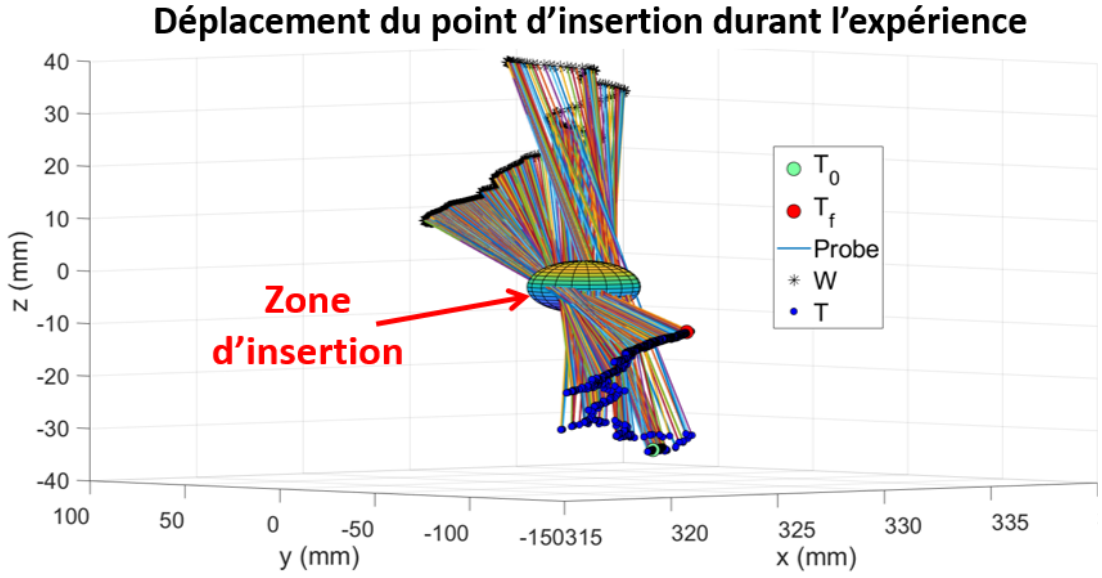


FIGURE 3.19: Mise en lumière d'une "zone de passage" dans le set-up expéreimental développé

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, la définition de la matrice d'interaction **J** et son importance pour la réalisation de déplacements automatiques précis en chirurgie mini-invasive robotisée sont mises en lumière. En effet, il est montré dans le chapitre.2 que si cette matrice est mal estimée, cela peut avoir des conséquences indésirables sur la commande du robot pouvant parfois entraîner une divergence du système. Dans la littérature, la méthode la plus courante pour identifier **J** est de considérer l'interaction entre l'instrument tenu par le robot et le corps du patient comme une liaison linéaire annulaire restreignant l'espace de travail à 4 degrés de liberté. De cette hypothèse découle le modèle à bras de levier fixe qui permet d'exprimer la position de la pointe de l'instrument à partir de la position du poignet du robot et d'un point de rotation fixe.

Même si ce modèle est suffisant pour réaliser des tâches nécessitant peu de précisions (déplacement grossier d'un endoscope contrôlé par le chirurgien) et plus généralement pour réaliser des tâches entraînant un contrôle directe du robot par le chirurgien, les modèles de la littératures ne peuvent être appliqués à une tâche telle que le déplacement automatique fin ou le chirurgien n'intervient plus dans la boucle de commande.

Pour tenir compte de cette nouvelle hypothèse, deux estimateurs (Bras de Levier Adaptable et Broyden) ont été développés afin d'identifier continuellement la matrice d'interaction liant les vitesses de la pointe de l'instrument avec les vitesses de l'effecteur du robot. Dans la suite du chapitre, des simulations sur des données robots post-traitées ont :

- montré l'importance de prendre en compte le déplacement du point de rotation de l'instrument au cours d'une manipulation ;
- validé le principe de fonctionnement des estimateurs proposés pour identifier continuellement la matrice d'intéraction **J**.

Afin de valider expérimentalement les resultats obtenus en simulation, ces deux modèles d'estimation ont ensuite été implémentés sur le robot afin de les valider sur un set-up expérimental.

Les deux estimateurs ont ainsi été implémentés dans une commande en boucle ouverte de la pointe de l'instrument afin d'évaluer leur performance par rapport à la solution du bras de levier fixe trouvée dans la littérature. Á partir d'un set-up expérimental simulant l'insertion d'un outil chirurgical à travers un environnement inconnu, des déplacements automatiques fins sont alors réalisés. Bien que les deux estimateurs soient plus performants que celui developpé dans la littérature, seul l'estimateur basé sur la méthode de Broyden est retenu. En effet, les contraintes anatomiques liées à certaines applications, telle que la biopsie d'uterus, ne permettent pas de définir le déplacement de

l'instrument à partir d'une rotation de celui-ci autour d'un point variable dans le temps. De ce fait, bien que ces resultats soient similaires avec le modèle de Broyden, l'hypothèse de construction du modèle à Bras de Levier Adaptable (BLA) semble incohérente avec cette application.

Par conséquent, seul l'estimateur basé sur le modèle de Broyden est conservé et implémenté dans une commande en boucle fermée sur la pointe de l'instrument. Celle-ci permet de garantir une erreur nulle pour les tâches de ciblage de la pointe de l'instrument. Un set-up similaire à celui utilisé pour les déplacements automatiques fins commandés en boucle ouverte est alors conçu. Celà mène à la conclusion que commander des déplacements automatiques fins en boucle fermée sur la pointe de la sonde en prenant en compte l'elasticité / les déformations de la zone d'insertion permet de décupler les performances de la tâche de ciblage. En effet, avec une estimation continuelle de la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ la convergence vers la cible désirée est réalisée en moyenne 5 fois plus rapidement qu'avec une matrice d'interaction estimée mais considérée fixe.

Bien que validé expérimentalement sur un set-up de laboratoire, il convient désormais de contextualiser ces travaux à travers une application médicale permettant de montrer la nécessité d'utiliser cette nouvelle approche pour des déplacements automatiques fins. Ainsi, un cas pratique de chirurgie mini-invasive va être abordé : **la biopsie de la prostate**.

PARTIE 2

Asservissement visuel appliqué à la biopsie de la prostate échoguidée

Chapitre 4

Application médicale

Cette thèse s'inscrit dans le projet FUI MIRAS. Ce projet est centré sur l'amélioration du geste clinique pour la biopsie de prostate. Il est le fruit d'un partenariat entre deux laboratoires de recherche (l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique, ISIR et le laboratoire des Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité, TIMC) et les entreprises Keolis, qui fabrique les systèmes d'imagerie échographique spécialisés pour la cartographie et la navigation appliquées à la prostate et Endocontrol, qui fournit le système robotique.

4.1 Le cancer de la prostate

La prostate est une glande qui fait partie du système reproducteur masculin. Elle se situe en avant du rectum et juste sous la vessie (cf figure.4.1). Elle ressemble à une châtaigne et mesure de 3 à 5 cm. Cependant sa taille peut varier du simple au quadruple selon le patient et son âge [Marchal, 2006]. Lorsque le patient est debout, la zone basse de la prostate est appelée "apex" et la zone haute est appelée "base" (cf figure.4.5). Chez l'homme, la prostate est l'un des organes les plus sujets à la formation de cellules cancéreuses. Leurs développements débutent principalement sur la périphérie de l'organe puis gagne la partie profonde si le cancer n'est pas détecté à temps. Le grade du cancer est évalué en fonction de deux critères :

- la taille de la partie de l'organe tuméfié,
- La profondeur des lésions.

Plus de 170 000 nouveaux cas de cancer de la prostate sont attendus en 2019 aux États-Unis, dont plus de 30 000 cas sont mortels [Siegel et al., 2019]. Néanmoins, bien que le cancer prostatique soit le plus fréquent chez l'homme en France (99,4 cas pour 100000 personnes) il n'est que le cinquième pour le taux de mortalité (11,3 pour 100000

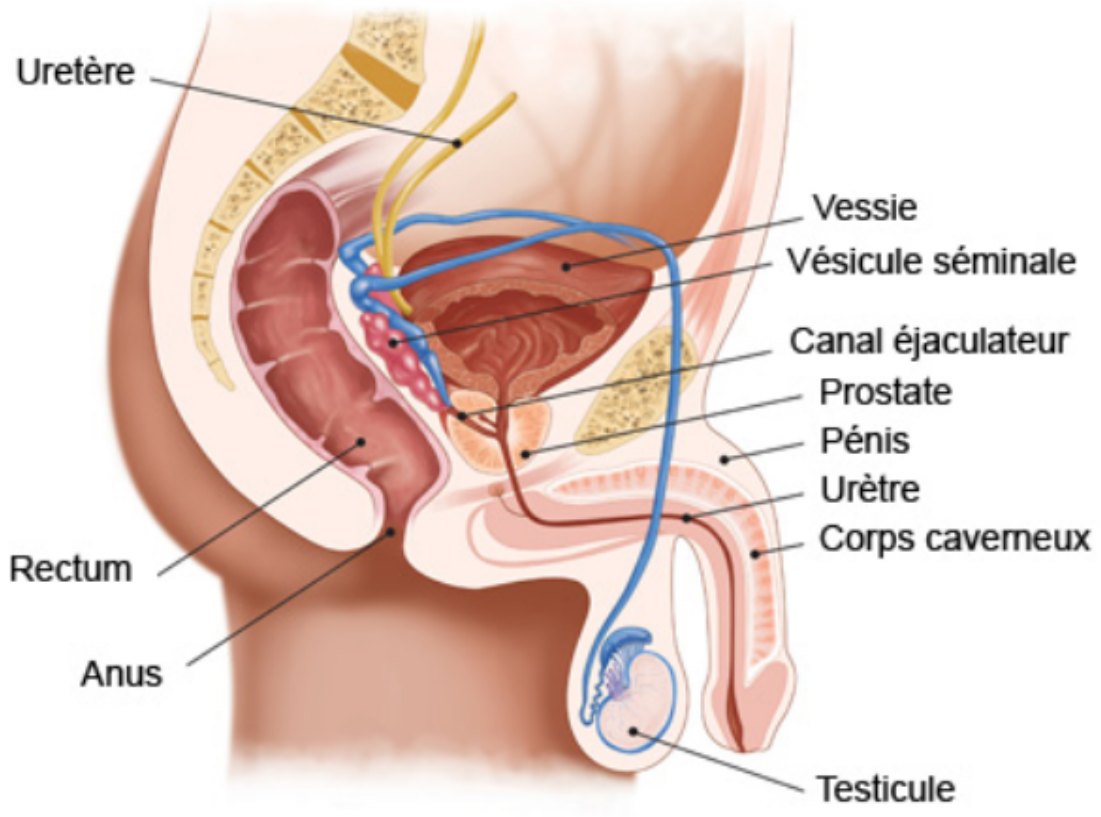


FIGURE 4.1: Anatomie génitale de l'homme [Recos, 2018]

personnes) [Rébillard et al., 2013]. Les taux relatifs de survie sont donc très importants : quasiment 100% à 5 ans, 98% à 10 ans et 91% à 15 ans [American, 2019]. L'âge moyen de diagnostic se situe autour de 69 ans, tandis que l'âge médian de décès se situe après 80 ans.

4.1.1 Le dépistage de cancer de la prostate

Lors de l'apparition d'un cancer de la prostate le patient ne présente généralement aucun symptôme. Néanmoins il est possible de déceler la présence de cellules cancéreuses à partir d'un dosage sanguin des antigènes prostatiques spécifiques (PSA). En effet, le cancer de la prostate influe sur ce marqueur et une augmentation du PSA dans le sang d'une personne peut être un signe avant coureur d'une possible présence d'un cancer avant qu'il ne génère le moindre symptôme. Cependant, ce marqueur n'est pas uniquement lié au cancer de la prostate. Il constitue seulement une condition necessaire mais pas suffisante pour diagnostiquer avec précision la présence d'un cancer de la prostate. En effet, le taux de PSA peut également être élevé pour une autre infection de la prostate. D'autres examens peuvent également être pratiqués (toucher rectal, IRM...) mais, comme pour le dosage du PSA, ils ne permettent que de soupçonner la présence d'un cancer.

Le cancer est assimilable à une calcification de la zone impactée dans la prostate ce qui peut être détecté au touché ou sur des images IRM. L'IRM ne montre que des différences de textures sans pour autant permettre de conclure sur leur nature. Ainsi, elle donne le contour de « zones suspectes ». Ce cancer touchant généralement les hommes de plus 50 ans, il leur est conseillé de réaliser un dosage du PSA par an pour s'assurer du bon fonctionnement de leur prostate. La plupart du temps, une augmentation du taux de PSA suite à un dosage sanguin va conduire le médecin à prescrire une IRM suivie d'une série de biopsies prostatiques au patient ; cette dernière procédure étant le seul et unique examen permettant d'établir le diagnostic.

4.1.2 Options thérapeutiques

Grâce à la mise en place d'un plan de dépistage fort pour le cancer de la prostate (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 et al., 2010]), il est généralement pris en charge à un stade précoce. Dans le cas d'un cancer de prostate avéré, les trois options thérapeutiques couramment mises en place pour le traiter sont :

- le suivi accru du cancer sans traitement,
- l'irradiation des zones cancéreuses,
- la prostatectomie.

Le choix de traitement s'effectue généralement à partir de 2 critères distincts :

- le stade d'évolution des cellules cancéreuses,
- l'âge du patient.

Suivi du cancer sans traitement La première solution thérapeutique consiste à ne pas traiter activement le patient mais à seulement le placer sous surveillance. En effet, le cancer de la prostate étant la plupart du temps un cancer à évolution lente, le patient peut ne pas recevoir de traitement. Il doit toutefois faire suivre régulièrement son état en réalisant le trio d'examen : dosage du PSA, IRM et biopsies prostatiques.

Cependant, la variabilité du résultat peut être assez elevée car la réalisation des biopsies dans la même zone d'une année sur l'autre se révèle très complexes. Par conséquent, il est compliqué pour l'urologue de connaître avec certitude l'évolution du cancer.

L'irradiation des cellules cancéreuses Dans le cas d'un cancer plus agressif ou si le patient est jeune, il peut être décidé de le traiter par irradiation (cf figure.4.2). Cette procédure doit permettre d'éliminer le cancer sans impacter les fonctions physiologiques

FIGURE 4.2: Image d'une séance de radiothérapie [Société, 2018]

du patient (fonction reproductive, erectile et/ou vésicale). L'irradiation peut être effectuée soit par radiothérapie [Gross, 2011], soit par brachythérapie (insertion de graines de chimiothérapie sur la zone cancéreuse). Dans le premier cas, il est possible d'irradier une zone prédéfinie à partir de la segmentation d'un scanner. Pour cela, un volume prostatique est reconstruit mettant en lumière la zone précise de la prostate à irradier. Dans la pratique, la radiothérapie est réalisée à l'aide d'un accélérateur de particules qui envoie des rayons sur la zone tuméfiée.

Dans le deuxième cas, le chirurgien doit insérer des grains de chimiothérapie au niveau de la zone tuméfiée sur la prostate. Cette opération se réalise sous anesthésie générale par voie transpérinéale en utilisant un logiciel de dosimétrie qui définie les zones de la prostate à irradier. À l'aide d'une plaque trouée, correspondant aux points d'entrée établis par le logiciel de dosimétrie, collée contre le périnée, le chirurgien peut insérer le grain chimiothérapique à l'endroit souhaité sur la prostate. Grâce à l'imagerie IRM, il est possible de suivre l'implantation des graines en temps réel et de vérifier leur bon positionnement par rapport à la zone visée.

Le principal défaut de l'irridiation provient du sous-traitement et/ou du sur-traitement. Si la dose n'est pas suffisante, le cancer peut continuer de s'étendre. Á l'inverse, un sur-traitement peut entraîner une irradiation des tissus sains des organes voisins de la prostate pouvant engendrer des complications pour le patient [Alivizatos and Skolarikos, 2005].

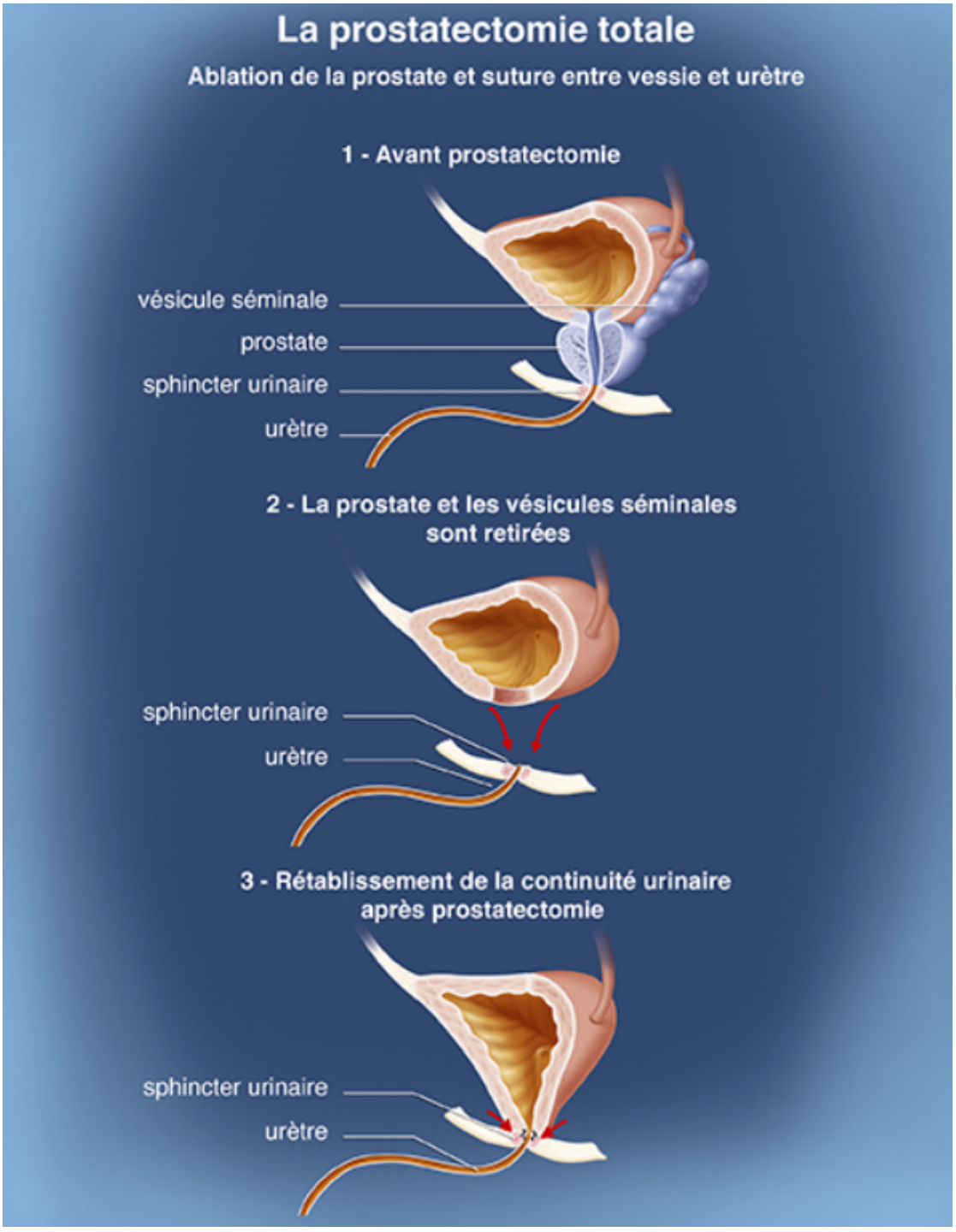


FIGURE 4.3: Schéma d'une prostatectomie radicale [Institut, 2019]

La prostatectomie La troisième option thérapeutique possible est une ablation de la prostate sous anesthésie générale. Cet acte chirurgical est appelé prostatectomie radicale (cf figure.4.3). Cette opération est réalisée si le patient est atteint d'un cancer très agressif ou s'il est très étendu et qu'il est assez agé.

En effet, l'ablation de la prostate signifie que le patient devient de ce fait stérile.

Si l'opération est correctement réalisée, le patient ne souffre d'aucune autre complication. Cependant, la prostate étant située proche des nerfs erectiles et du sphincter il n'est pas rare que certains patients souffrent d'impuissance et/ou d'incontinence. Dans la litérature, des études ont montré qu'après une prostatectomie :

- 2 à 3% des patients sont incontinents,
- 5 à 20% présentent une incontinence d'effort,
- 14 à 87% un dysfonctionnement érectile [Bastide, 2009].

Cependant, comme expliqué précedemment, cette opération étant fortement liée à l'âge des patients, les complications sont plus présentes pour des personnes d'âges avancés [Alivizatos and Skolarikos, 2005]. La prostatectomie radicale reste donc la dernière option de traitement pour le cancer de la prostate car elle présente des risques non négligeables pour la qualité de vie du patient.

Quelque soit la solution thérapeutique retenue, elles sont toutes considérées comme des traitements "globaux". En effet, que ce soit pour l'irradiation ou la prostatectomie radicale, toute la prostate est impactée par le traitement. De plus, dans certains cas, le traitement peut endommager les tissus des organes voisins de la prostate et engendrer des complications pour le patient (impuissance, incontinence, infertilité). De ce fait, la décision thérapeutique est lourde de conséquence pour la qualité de vie du patient. Ainsi, il est nécessaire d'améliorer la détection des cancer, en étant le plus précis possible dans la zone de prostate prélevée.

Par conséquent, apporter une solution capable d'assister le chirurgien pour l'aider à augmenter sa précision pour la biopsie de prostate permettrait au praticien de déterminer précisément l'étendue de la zone cancéreuse pour chaque patient. De plus, en apportant de la précision dans le geste du chirurgien, cela pourrait également permettre de tendre vers un traitement focalisé sur les zones cancéreuses et de diminuer les risques de complications pour le patient.

4.1.3 La biopsie de prostate

La biopsie est une étape obligatoire pour diagnostiquer ce type de cancer [Ouzzane et al., 2011]. Les biopsies prostatiques se déroulent généralement 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 (cf figure.4.5), 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.

Qu'est-ce qu'une biopsie de prostate ? 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. Il apparaît donc primordial de s'intéresser à la réalisation proprement dite des biopsies prostatiques, afin de déterminer les éléments de l'examen sur lesquels il est possible d'agir.

La biopsie prostatique est un acte chirurgical qui est généralement réalisé en chirurgie ambulatoire. Pour cet examen, le patient est placé en position décubitus latéral gauche (couché en chien de fusil sur le côté gauche) et le chirurgien insert une sonde échographique endorectale munie d'un guide-aiguille dans le rectum du patient comme on peut le voir sur figure.4.5. Une injection permet de réaliser une anesthésie locale de la paroi du rectum.

En se basant sur l'imagerie échographique, le chirurgien explore la prostate afin de positionner la sonde et l'aiguille vers la zone désirée. Il insert alors l'aiguille à travers le porte aiguille et réalise une biopsie en déclenchant le pistolet à biospie (outils permettant de prélever une carotte de tissus à partir de l'aiguille à biopsie decrit sur la figure.4.4).

FIGURE 4.4: Exemple de pistolets de biopsies [velmed, 2019]

Dans des cas plus rares, la biopsie de prostate peut être réalisée sous IRM. Cela permet au chirurgien d'avoir un retour visuel direct des lésions visibles grâce à ce moyen

d'imagerie. Dans ce cas, le patient est installé en position gynécologique et les biopsies sont réalisées à travers le périnée. Cependant, cette solution n'est que très peu utilisée du fait qu'elle coute très chère (immobilisation d'un IRM pendant 30 minutes, et anesthésie générale pour le patient) et qu'elle devient très vite nocive pour la santé du praticien qui se situe à proximité de l'appareil pendant plusieurs heures s'il doit s'occuper de plusieurs patients. Enfin d'un point de vue technologique, les outils de biopsies doivent être adapté à cette technologie qui interdit tout matériau métallique. Ainsi la voie d'abord transpérinéale n'est indiquée que dans de rares cas et la voie transrectale sera préférée en routine.

Comme les zones suspectes ne sont généralement pas visibles à l'échographie, le chirurgien doit réaliser des biopsies réparties aux mieux dans la glande. Pour cela, le schéma de pontion le plus couramment utilisé pour les biopsies est le schéma en sextant : on réalise 12 biopsies, 6 dans chaque lobe (droite et gauche), équiréparties entre la base, le milieu et l'apex (figure.4.5) de la prostate. Ces biopsies se font dans un ordre prédéterminé afin de faciliter la navigation au sein de la prostate pour l'urologue. De plus, des biopsies supplémentaires peuvent être réalisées dans les zones suspectes détectées sur les images IRM réalisées en amont de l'opération. Cependant, avec la technologie écographique actuelle, le chirurgien n'a pas accès à une image 3D de la prostate en temps réel et doit donc faire une correspondance mentale entre les images IRM mettant en évidence les zones suspectes et l'image échographique permettant la navigation en temps réel. Cette correspondance est d'autant plus complexe que le patient n'est pas installé dans la même position selon le système d'imagerie utilisé ce qui change donc l'orientation de la prostate entre les images IRM et échographiques.

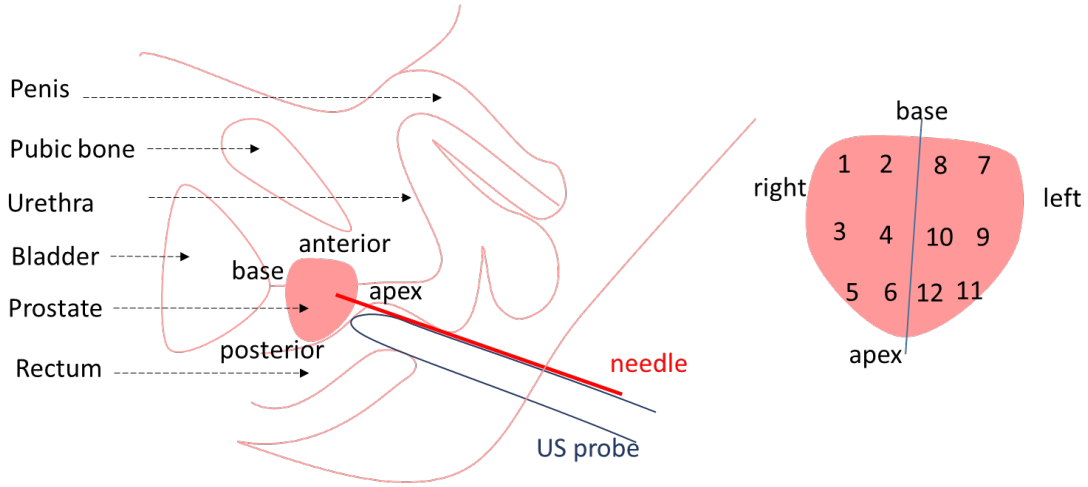


FIGURE 4.5: Schéma d'un examen de biopsie de la prostate. Illustration issue de [Chalard et al., 2018b]

L'urologue se guidant avec les images échographiques 2D durant l'examen, il doit sans cesse reconstruire mentalement la prostate. Il lui est ainsi extrèmement compliqué

d'équirépartir les biopsies suivant le modèle du sextant. De plus, il lui est impossible de vérifier l'emplacement de ses prélèvements. Enfin, la prostate étant un organe mou et déformable, elle peut bouger ou se déformer lors d'une séance de biopsie du fait :

- des mouvements physiologiques du corps humain (respiration, remplissage de la vessie),
- des déplacements du patient (volontaires et/ou réflexes) qui est sous anesthésie locale,
- de la pression exercée par la sonde sur la paroi du rectum,
- des efforts générés par l'insertion de l'aiguille dans la prostate.

Bien que peu précis, l'utilisation du modèle du sextant permet de s'affranchir des ces contraintes tout en assurant douze prélèvements de la prostate. Il est tout de même montré dans [Villers et al., 2004] que le modèle du sextant ne permet d'obtenir un taux de détection des cellules cancéreuses que de l'ordre de 70%.

Il a également été montré que, si le prélèvement des tissus était parfaitement réalisé dans les zones suspectées sur les images IRM, le nombre de biopsies pourraient être divisé par 2, tout en obtenant un taux de détection du cancer de l'ordre de 95%[Zhan et al., 2007]. Cela permettrait de raccourcir le temps d'examen et d'améliorer le taux de détection.

Or, les zones suspectes peuvent se situer en périphérie de la prostate ou dans la zone arrière de la prostate. Ce sont des zones difficilement accessibles pour un chirurgien avec les tehnologies existantes. De plus, [RODRIGUEZ and TERRIS, 1998] a montré que bien que les biopsies prostatiques par voie transrectale ne présentent pas de risque majeur pour le patient, 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),etc.

Ainsi, l'enjeu pour améliorer les séances de biopsies, serait de pouvoir guider et améliorer le geste du chirurgien afin qu'il puisse réaliser des biospies ciblées sans risques de complications post-opératoires.

En résumé, afin de tendre vers le bon diagnostic permettant ensuite de mettre en place un protocole de soin adapté à chaque patient, il est nécessaire de réaliser des biopsies de prostates précises. Pour tendre vers cet oblectif, des nombreux travaux de recherche portent sur le développement de robots d'assistance à ce geste.

4.1.4 L'assistance robotisée pour la biopsie de la prostate

Comme expliqué dans la partie précédente, le positionnement précis de l'aiguille constitue un enjeu médical majeur pour la biopsie de la prostate. Il explique pourquoi de nombreuses équipes de recherche mettent au point des outils robotisés et guidés par l'image pour faciliter la procédure. Un aperçu des robots développés pour les biopsies de la prostate se trouve dans [Poquet et al., 2013]. Il est important de remarquer que la plupart de ces dispositifs modifient la procédure clinique sous deux aspects distincts que sont :

- le système d'imagerie pour guider le chirurgien,
- la voie d'accès pour réaliser la biopsie.

Guidage Bien que peu utilisé en routine clinique, de nombreux systèmes font le choix de l'utilisation d'un guidage IRM au lieu de l'imagerie ultrasonore [Krieger et al., 2011], [Stoianovici et al., 2017], [Van der Bosch et al., 2012], [Kim et al., 2015], [Ryu et al., 2015]. En effet, l'utilisation de l'IRM permet d'avoir un retour visuel d'une grande précision et donne accès aux zones suspectées d'être cancéreuses. Pour ce genre de systèmes de

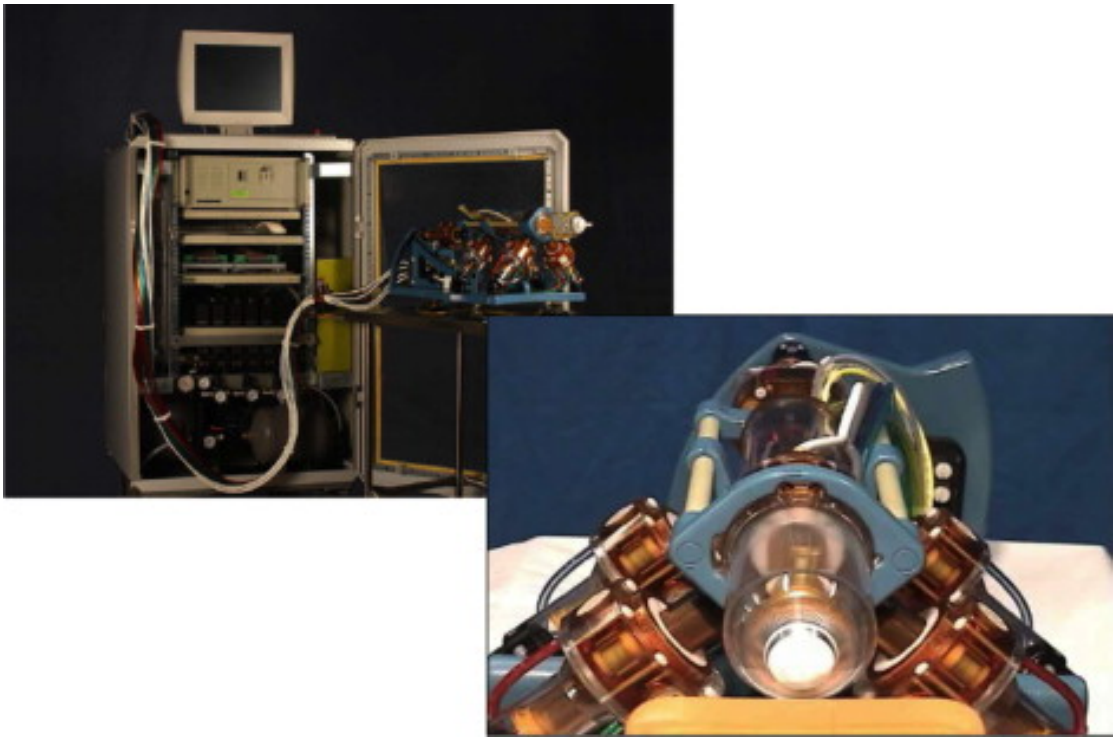


FIGURE 4.6: Robot totalement autonome conçu spécifiquement pour les IRM [Stoianovici et al., 2014]

guidage, il est également possible de trouver des robots qui permettent de réaliser des tâches de positionnement d'aiguilles. Dans la plupart du temps, ceux ci sont construits

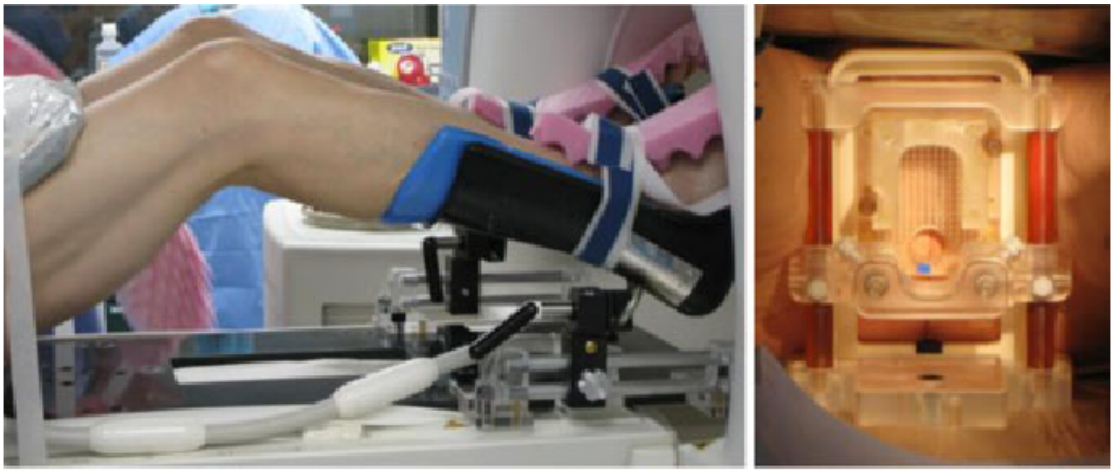


FIGURE 4.7: Robot conçu pour les IRM avec l'intervention du chirurgien pour la réalisation des biopsies [Song et al., 2013]

avec des matériaux non magnétiques et non conducteurs de l'électricité, tout en utilisant un actionnement pneumatique et des capteurs optiques [Song et al., 2013], [Torabi et al., 2014].

Cela permet d'atteindre des précisions très élevées dans le positionnement de l'aiguille. Cependant, comme dit précédemment ces procédures sont très couteuses, peuvent être nocives pour le patient comme pour le chirurgien et nécéssitent un long temps d'attente avant l'opération du fait du peu de nombre d'IRM disponible dans un hopital.

Dès lors, le système de guidage le plus souvent utilisé reste le guidage par image échographique [Bassan et al., 2007], [Hungr et al., 2012], [Davies et al., 2006]. Il est beaucoup moins nocif pour le chirurgien et plus facile à mettre en oeuvre en routine clinique. Cependant, l'image échographique temps réelle étant une image 2D, il est extrèmement compliqué pour le chirurgien de se repérer dans l'espace. Certaines sondes échographiques permettent l'acquisition d'images échographiques 3D mais celles ci sont ponctuelles et ne permettent pas au chirurgien de se repérer en temps réel [Baumann et al., 2009].

Voie d'accès Le second problème de la plupart des systèmes robotisés pour la biopsie de prostate se situe sur la voie d'accès à la prostate. En effet, pour le développement de systèmes robotisés, il est préférable d'avoir une voie d'abord plus rigide. Par conséquent, l'accès transpérinéal [Hungr et al., 2012],[Bassan et al., 2007], [Abdelaziz et al., 2011], [Fichtinger et al., 2007], [Kim et al., 2015], [Ryu et al., 2015] est souvent priorisé par rapport à l'accès transrectal [Poquet et al., 2015], [Schneider et al., 2004], [Krieger

et al., 2011]. De plus, pour les biopsies par voie transpérinéale, le patient étant totalement endormi (anesthésie générale), la comportement du robot peut être plus rigide afin d'apporter plus de précision puisque l'environnement est figé.

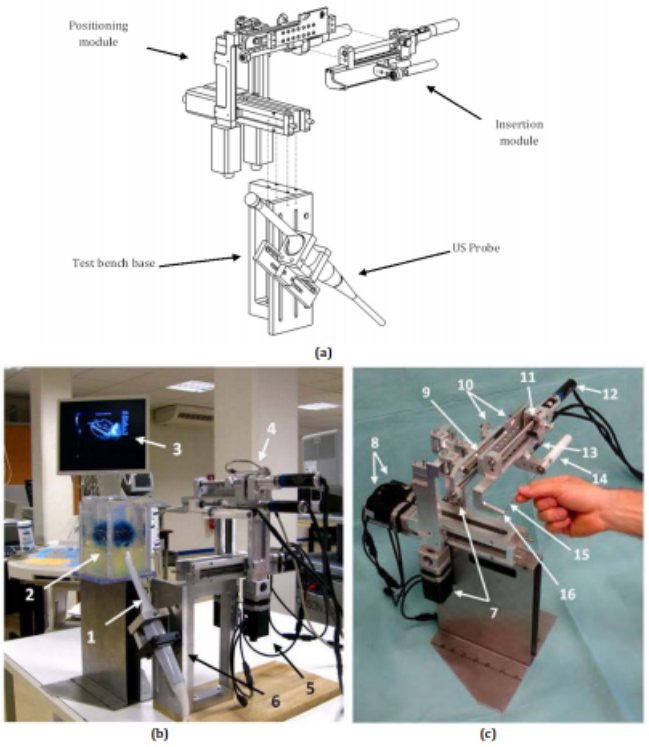


FIGURE 4.8: Exemple de robot pour la biopsie de prostate par la voie transpérinéale [Hungr et al., 2012]

Quant aux robots qui utilisent l'accès endorectal et l'imagerie ultrasonore [Krieger et al., 2011], [Poquet et al., 2013], il est intéressant de noter que différentes solutions sont mises en œuvre pour faire face à la contrainte cinématique due à l'insertion de la sonde dans l'anus. La plupart d'entre eux supposent que l'anus joue le rôle d'une contrainte cinématique à 2 degrés de liberté. Les exemples incluent les robots entièrement actionnés comme celui décrit dans [Schneider et al., 2004] ou les robot avec un centre de rotation déporté ou plus communément appelé "Remote center of motion" (RCM) utilisé dans [Wei et al., 2005]. Comme il a été expliqué dans le chapitre.1, ces deux types de robots comportent de gros désavantages. En effet, un robot possédant ses 6 degrés de liberté motorisés [Schneider et al., 2004] va couter cher, sera beaucoup moins transparent du fait de sa masse plus imortante et devra logiciellement contraindre ses mouvements autour d'un point de rotation fixe simulant l'insertion d'un instrument à travers un orifice. En ce qui concerne les robots munis d'un RCM mécaniquement contraint [Wei et al., 2005], ceux-ci ne permettent pas de prendre en compte une erreur de calibration sur la position du point d'insertion car leur mécanisme leur impose un point fixe de rotation. Si celui-ci ne correspond pas au point d'insertion ou si le point d'insertion n'est pas fixe au cours de

l'examen, alors les erreurs de pointages peuvent être dramatique pour le patient comme il a été démontré dans la partie.2.3.

A contrario, le robot Apollo, figure.4.9, qui entre dans la catégorie des robots à poignet libre [Poquet et al., 2013] à tous les avantages décrits dans sec. 2.1.1 tel qu'un poignet libre qui, par sa conception mécanique, minimise les efforts au point d'insertion et permet également d'etre moins lourd ce qui lui permet d'être très transparent. Cependant, ces trois derniers axes n'étant pas motorisés, la précision du positionnement de la sonde (tenue par le robot) dépend du niveau de connaissance de l'interaction entre la sonde et l'orifice par lequel elle est insérée (anus). Dans les chapitres.2 et 3, cette interaction est définit comme la matrice d'interaction **J**.

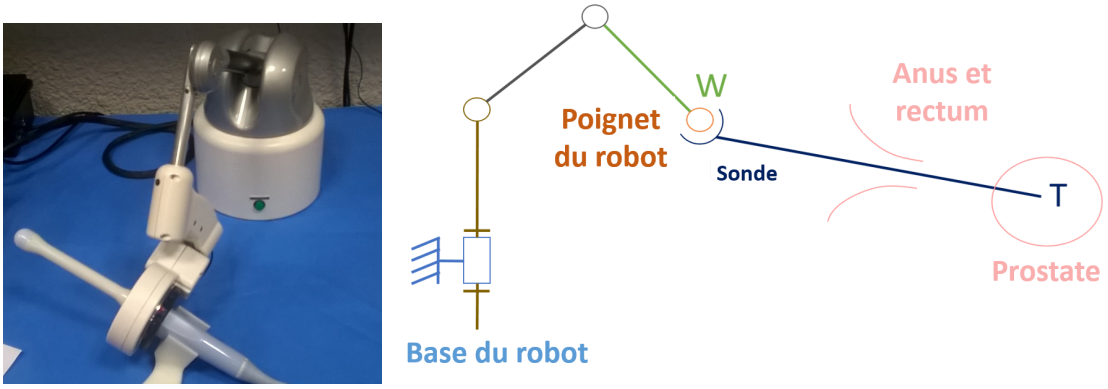


FIGURE 4.9: Le robot Apollo avec un schéma de son modèle cinématique

Lors d'un examen de la prostate, la précision du positionnement d'une sonde endorectale est fortement altérée par l'anatomie du point d'insertion. C'est particulièrement vrai pour l'anus qui est loin de pouvoir être décrit avec précision par un modèle de liaison linéaire annulaire, ce qui entraîne une relation complexe entre la position du centre du poignet du robot W et la position de la pointe T de la sonde. Ceci est mis en évidence dans la partie.4.1.5, où les données enregistrées pendant l'essai clinique présenté dans [Vitrani et al., 2016] sont utilisées pour évaluer l'erreur de positionnement faite en supposant que l'anus est un point fixe pendant une biopsie de prostate.

4.1.5 Centre de rotation de la sonde

Un protocole de recherche clinique a été conçu comme un essai clinique pilote randomisé, en tenant compte de l'état actuel des connaissances scientifiques et du cadre réglementaire actuel en matière d'évaluation clinique des dispositifs non marqués CE. Le promoteur est le CHU de Grenoble et l'essai clinique a été autorisé par les instances réglementaires françaises compétentes : Agence Nationale du Médicament et des Produits

de Santé (ANSM), le Comité de Protection des Personnes Sud-Est V (CPP) et la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL). Le numéro d'autorisation est NCT02132975.

4.1.5.1 Analyse de données cliniques

Vingt patients (10 avec robot et 10 sans robot) ont été inclus dans cette étude de validation de principe. La première intervention avec assistance robotique a été réalisée en mars 2015. Le protocole complet et les premiers résultats ont été présentés en détail dans [Vitrani et al., 2016]. Pour les procédures robotisées, le robot est installé dans la salle d'opération avant le début de la séance de biopsie, voir figure.4.10.

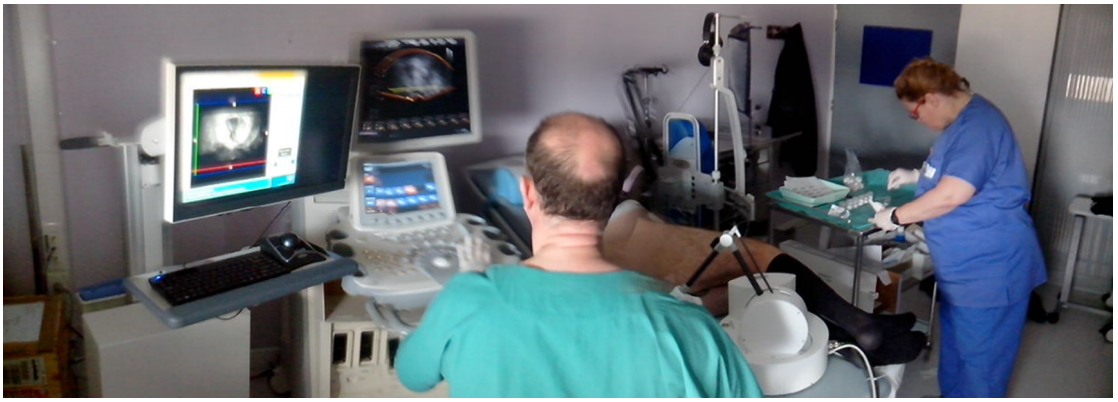


FIGURE 4.10: Photo de l'installation du robot pour un examen de biopsies de la prostate. Illustration issue de [Chalard et al., 2018a]

Le patient est allongé en position décubitus latéral gauche. Le robot est installé sur le lit du patient, derrière ses jambes et l'urologue connecte la sonde au robot. Une sonde d'échographie endorectale munie d'un guide aiguille est insérée dans le rectum du patient. Une anesthésie locale est ensuite pratiquée. L'urologue déplace la sonde vers un premier site de biopsie souhaité pendant que le robot est en mode libre (permettant au chirurgien de déplacer librement la sonde). L'urologue passe ensuite en mode verrouillé (permettant de maintenir la sonde à un endroit choisi) pour prélever l'échantillon. L'urologue devait prélever 12 échantillons, selon le schéma conventionnel du sextant (cf figure.4.5). L'urologue a également dû effectuer 3 biopsies supplémentaires ciblées sur une lésion suspecte observée dans les données de l'IRM (la présentation d'une lésion suspecte lors d'un examen IRM préopératoire était effectivement un critère d'inclusion dans l'essai clinique).

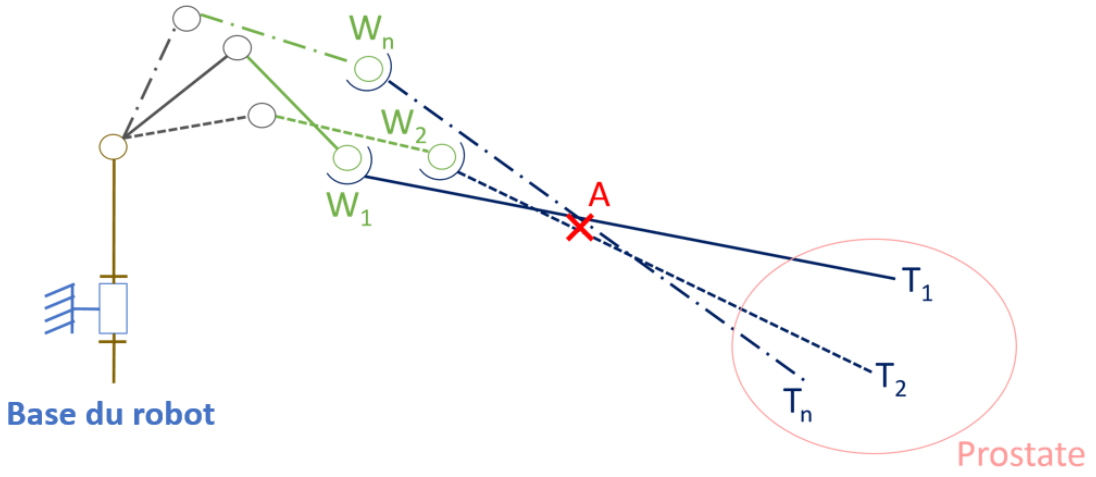


FIGURE 4.11: Identification du point d'insertion A considéré fixe

4.1.5.2 Identification du centre de rotation moyen de la sonde

Pendant la procédure, la position du centre du poignet du robot W, qui appartient à l'axe de la sonde échographique, et l'orientation de l'axe de la sonde par rapport à la base du robot sont enregistrées. Ceci permet de reconstruire l'axe de la sonde ainsi que le point T représentant la pointe de la sonde dans le repère lié à la base du robot.

A partir des n enregistrements de la localisation de l'axe de la sonde dans la base du robot, il est possible d'utiliser un algorithme des moindres carrés pour déterminer la position moyenne du point de rotation de la sonde, [Dong and Morel, 2016]. Il en résulte une position estimée pour un point A autour duquel la sonde est censée tourner, comme illustré dans la figure.4.11.

En étudiant les positions réelles du bout de la sonde T_i et celles obtenu à partir du point moyen estimé à partir de l'algorithme des moindres carrés T_{ri}, il est possible de quantifier l'erreur faite en termes de positionnement de la pointe si cette hypothèse est faite. Pour ce faire, deux valeurs pour la position de la pointe sont comparées :

- T_i est la i^{ime} position de la pointe de la sonde mesurée à partir des 6 capteurs articulaires du robot et du modèle robot+sonde ;
- T_{ri} est la i^{ime} position de la pointe de la sonde calculée à partir de la i^{ime} position du centre du poignet W_i et de la position A par laquelle l'axe de la sonde est censé passer selon l'hypothèse du point fixe à évaluer.

Pour chaque échantillon, soit 12 biopsies par patient, l'erreur de positionnement est calculée comme une différence entre T_{ri} et T_i. Grâce à la précision du système robotique,

cette erreur est principalement due à l'hypothèse du point fixe, comme l'illustre l'exemple suivant figure.4.12 :

$$\varepsilon_i = T_i - T_{ri} \tag{4.1}$$

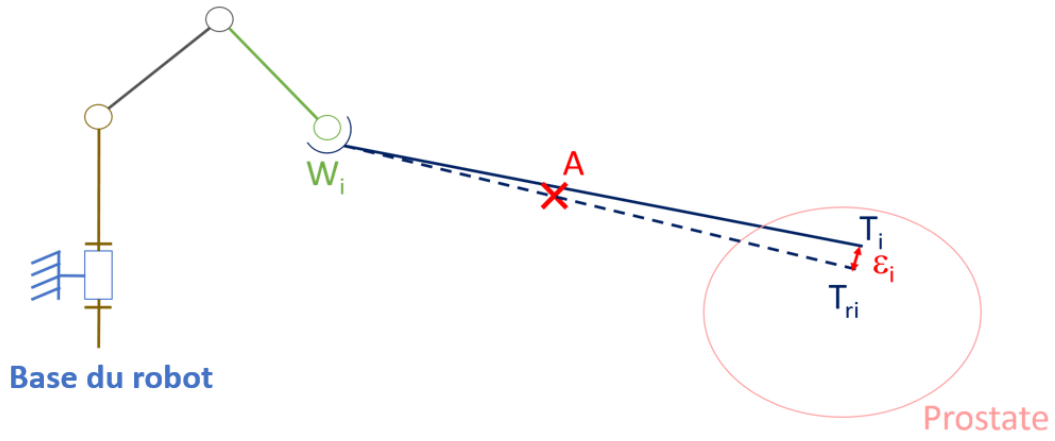


FIGURE 4.12: Définition de l'erreur de position

La figure.4.13 montre la reconstruction de l'axe et de la pointe de la sonde durant toute une session de biopsies (les données tracées sont échantillonnées à 1Hz). Il est déjà possible de remarquer que la sonde ne tourne pas parfaitement autour d'un point de rotation fixe.

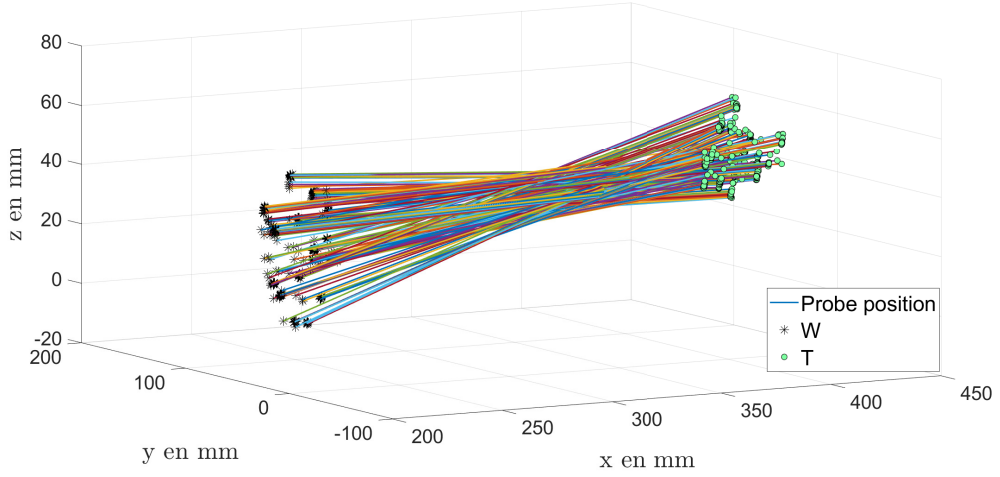


FIGURE 4.13: Données typiques enregistrées en continu pendant une session de biopsies pour un patient.

4.1.5.3 Reconstruction de biopsies basée sur le modèle de la litterature

Dans la figure.4.14, il est clair que l'hypothèse du point de rotation fixe n'est pas valide car tous les axes de la sonde ne passent pas par A. En effet, la figure.4.14 met en

évidence les biopsies réalisées en vert et les biopsies reconstruites à partir des positions W_i et du point A en rouge. De plus, il est traçé en pointillés bleu, la différence de positionnement entre les biospies réelles et celles reconstruites. En regardant l'allure générale de cette figure, il apparait clairement que l'hypothèse d'un point de rotation fixe pour modéliser l'anus est érronée.

De toute évidence, comme l'anus et le rectum se déforment pendant l'intervention, l'hypothèse du point fixe n'est pas valide et entraîne d'importantes erreurs dans l'estimation de la position de la pointe (le point de rotation peut bouger de plus de 2 cm). Les résultats obtenus pour les 9 patients opérés avec le robot sont présentés dans la figure.4.15. Il faut remarquer que lors de la session de biopsie pour le dixième patient, le robot n'a pas été enregistré les données nécessaire à l'extraction de l'axe et de position de la pointe de la sonde.

La norme de l'erreur statique ε_i calculée pour chaque patient est représentée dans la figure.4.16, soulignant que l'erreur de position moyenne générée par l'hypothèse du point fixe est de 7,5 mm, ce qui est important comparé à la taille d'une prostate (quelques centimètres) et à la taille d'une lésion suspecte (5-10 mm).

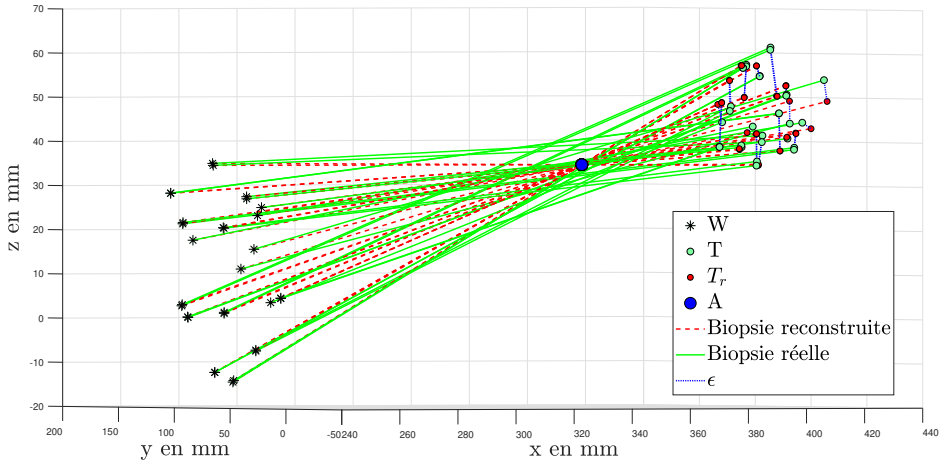


FIGURE 4.14: Erreur de positionnement observée pour toutes les configurations de biopsie au cours d'une intervention pour un patient.

La stratégie qui consiste à positionner T en positionnant le centre du poignet W à partir d'une estimation globale et constante de A (obtenue par exemple par un enregistrement comme dans [Dong and Morel, 2016]) est impossible. Au contraire, le modèle qui met en correspondance les déplacements de W et les déplacements de T n'est pas constant tout au long de la procédure.

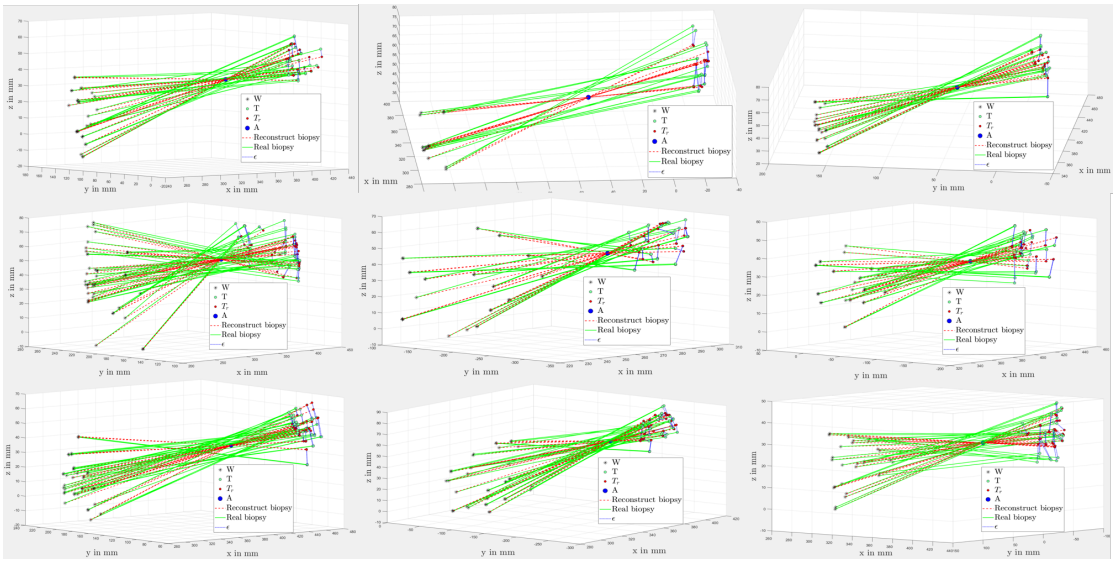


FIGURE 4.15: Extension de la figure.4.14 aux 9 patients retenus pour l'étude.

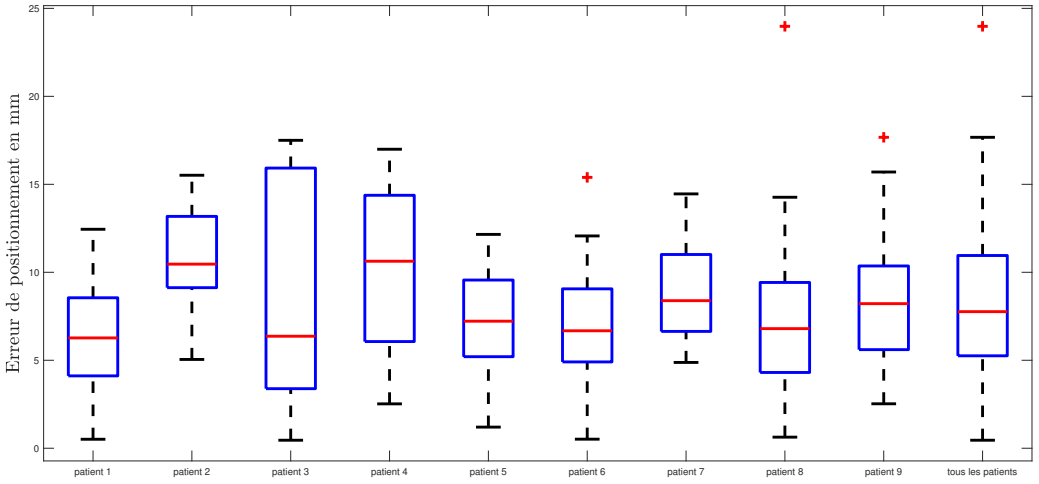


FIGURE 4.16: Statistique de l'erreur de norme pour chaque patient

4.2 Conclusion

Dans ce chapitre, une appication médicale est détaillée et permet de contextualiser plus précisément le besoin d'estimer de manière continue la matrice d'interaction **J** : **La biopsie de prostate chez l'homme**.

Durant cette intervention, les contraintes anatomiques laissent à penser que l'hypothèse la plus courante de la littérature qui consiste à considérer le point d'insertion d'un instrument chirurgical comme étant fixe ne peut être retenu pour la réalisation de déplacements automatiques fins. En effet, à partir des données patients recueillies lors d'une étude précédente, la nécéssité de prendre en compte continuellement les déformations des tissus autours du point d'insertion de la sonde est mise en lumière. Il est montré qu'une

zone de passage de l'instrument de plus de 2cm apparaît lors de l'examen de la prostate. De tels mouvements du point d'insertion peuvent entraîner des erreurs moyennes de positionnement de l'instrument de plus de 7mm si l'hypothèse du bras levier fixe était retenue pour réaliser des déplacements automatiques fins.

Par conséquent, les 2 estimateurs développés dans le chapitre précédent prennent tout leur sens pour cette application en particulier. En estimant en continue la matrice d'interaction $\mathbf{J}$, on peut réduire l'erreur de positionnement finale pour une commande en boucle ouverte de la position de la pointe de la sonde T et la faire tendre vers zéro avec une commande en boucle fermée (cf chapitre.2 et 3).

Chapitre 5

Asservissement visuel d'une sonde échographique basé sur des données images

Comme expliqué dans le chapitre précédent, la biopsie constitue la routine clinique standard pour le diagnostic du cancer de la prostate. Généralement, douze biopsies sont équiréparties dans le volume de la prostate selon un schéma en sextant systématique [Ouzzane et al., 2011] (cf figure.4.5). Cependant, l'évolution de cet acte chirurgical qui est actuellement généralisé et aléatoire, tend vers une thérapie focalisée. En effet, des échantillons ciblés supplémentaires sont prélevés dans une zone d'intérêt donnée correspondant à une région 3D détectée précédemment sur une image IRM.

Pour considérer une biopsie comme précise, celle-ci doit se situer dans une zone de proximité de 2mm du centre de la cible définie dans l'image IRM [Poquet et al., 2013]. Cela pourrait permettre la délivrance de traitements localisés. Or, atteindre une telle précision manuellement est un vrai challenge pour le chirurgien. En effet, bien que celui-ci soit capable de positonner grossièrement la sonde proche de la cible à biopsier, les déformations des tissus et le guidage en temps réel basé sur une image échographique 2D peut rendre le ciblage précis d'une zone d'intérêt long et fastidieux selon l'expérience du chirurgien.

Dans la suite de ce chapitre, il est présenté une commande basée sur l'image échographique nommée "AUTOFocus". Cette commande permet de cibler avec une grande précision une zone d'intérêt définie dans l'image comme potentiellement cancéreuse. Afin d'atteindre un positionnement précis de l'aiguille, rigidement liée à la sonde endorectale, le mode de contrôle *ajustement* qui génère des déplacements automatiques fins pour un

robot à poignet libre, est couplé à un dispositif d'imagerie permettant de réaliser un asservissment visuel.

5.1 Principe de fonctionnement de l'asservissement visuel

L'asservissement visuel consiste à extraire des informations fournies par un ou plusieurs systèmes d'imagerie afin de contrôler un système robotique [Marchand et al., 2005].

Dans la litérature, deux configurations de pose de l'imageur par rapport au robot sont distingués :

- Imageur déporté : le système de vision n'est pas mécaniquement lié au robot qui est commandé. L'imageur est positionné de façon à ce qu'il supervise la scène de manière globale [Horaud et al., 1998]. Il peut extraire aussi bien la position de l'effecteur du robot [Flandin et al., 2000] que la configuration articulaire du robot [Ruf and Horaud, 2000]. Il est le plus souvent attaché sur une base fixe mais peut dans certains cas être relié à un autre système mécanique mobile [Marchand et al., 2001].
- Imageur embarqué : c'est la configuration la plus répandue. Dans cette configuration, le système de vision est rigidement lié au robot (par exemple, fixée à l'organe terminal dans le cas d'un robot manipulateur) de façon à ce qu'il observe la scène avec une vision directement issue de l'espace de travail du robot [Roy et al., 2019].

La biopsie de prostate robotisée étant réalisée par la manipulation de la sonde échographique par le chirurgien et/ou le robot, c'est la deuxième configuration qui apparaît adéquate pour cette application.

Une boucle d'asservissement visuel (cf figure.5.1) est un contrôleur conçu pour déplacer un ensemble de primitives s extraites d'une image vers une valeur désirée s_d qui, dans notre cas, est toujours choisie constante. Cette commande est donc définit par l'erreur $\varepsilon_s = s_d - s$.

Ainsi un correcteur permet d'exprimer la vitesse désirée pour les primitives extraites dans l'image :

$$\dot{\varepsilon}_s = -\lambda_a(s_d - s) \tag{5.1}$$

Il est alors possible d'écrire un modèle d'interaction, noté J_s, reliant la vitesse commandée du robot, noté $\dot{X}$, et celle de la vitesse $\dot{\varepsilon}_s$ de l'erreur dans l'image :

$$\dot{\varepsilon}_s = J_s\dot{X} \tag{5.2}$$

De cette manière, la commande $\dot{X}$ envoyée au robot, homogène à une vitesse peut être calculée grâce à la loi de commande suivante :

$$\dot{X} = \hat{J}_s^{-1}.\dot{\varepsilon}_s = -\lambda_a.\hat{J}_s^{-1}.\varepsilon_s \tag{5.3}$$

où $\hat{J}_s$ est l'estimation de la matrice jacobienne image J_s supposée inversible et λ_a un gain scalaire.

De manière générale, les paramètres du modèle n'étant pas toujours connus, le jacobien image estimé $\hat{J}_s$ qui est utilisé dans la boucle de commande n'est pas identique au jacobien image théorique J_s. Le comportement en boucle fermée du système devient alors :

$$\dot{\varepsilon}_s = J_s.\dot{X} = -\lambda_a J_s \hat{J}_s^{-1} \varepsilon_s \tag{5.4}$$

Cette équation n'est en général plus linéaire. La convergence vers un point d'équilibre et la stabilité de ce point dépendent des propriétés de la matrice $J_s\hat{J}_s^{-1}$ et donc des erreurs commises sur les paramètres du modèle. Dans ce cas de figure, les solutions de l'équation.5.1 convergent asymptotiquement vers 0 si et seulement si la matrice $J_s\hat{J}_s^{-1}$ est définie positve (positive et inversible).

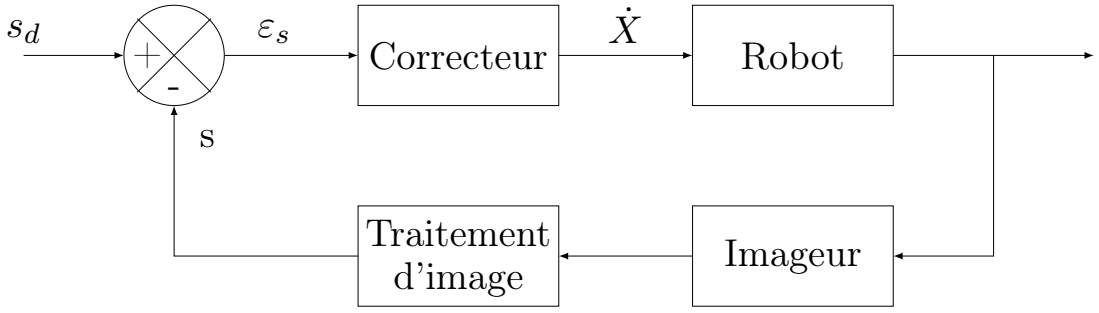


FIGURE 5.1: Schéma de principe de l'asservissement visuel.

Cependant, si tous les paramètres du modèle utilisé sont parfaitement connus alors $\hat{J}_s = J_s$. La commande peut s'écire :

$$\dot{\varepsilon}_s = J_s\dot{X} = -\lambda_a J_s \hat{J}_s^{-1} \varepsilon_s = -\lambda_a \varepsilon_s. \tag{5.5}$$

Cette équation étant linéaire avec des variables parfaitement découplées, l'erreur converge exponentiellement vers zéro. Le système est donc globalement asymptotiquement stable de telle sorte que :

$$\varepsilon_s(t) = e^{-\lambda_a t}.\varepsilon_s(t=0) \tag{5.6}$$

L'étude de la matrice jacobienne image étant étroitement liée au système d'imagerie utilisé, il est indispensable de présenter le système utilisé pour réaliser des biopsies de prostate nommé : Urostation®.

5.2 L'UROSTATION® : asservisement visuel "Look and Move"

Afin de guider l'urologue lors de biopsies de prostate, différents systèmes basés les différentes modalités d'imagerie ont été proposés. Selon chaque système, cela permet au chirurgien d'avoir accès à plus de données sur son environnement de travail et sur le geste qu'il réalise. Parmi eux, l'Urostation® qui est un produit de la société Koelis ([koelis, 2019], Grenoble, France), partenaire du projet FUI MIRAS qui a financièrement supporté ces travaux de recherches, permet de guider l'urologue à partir d'images échographiques.

L'Urostation® est un système d'assistance aux biopsies prostatiques réalisées sous imagerie échographique. Elle est composée d'un échographe 3D « classique » en liaison avec un ordinateur qui est capable de réaliser un recalage élastique d'images tridimentionnelles échographiques afin de faire emerger un volume 3D de la prostate en imagerie échographique [Baumann et al., 2009], [Baumann et al., 2012].

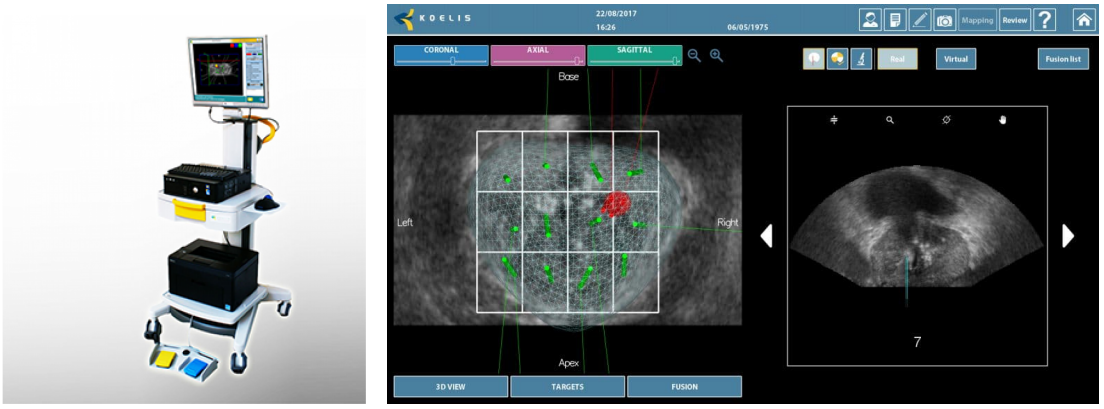


FIGURE 5.2: Image de l'Urostation Touch® avec laquelle les expérimentations ont été réalisées et capture d'écran d'une cartographie de biopsies.

Elle permet de visualiser les biopsies réalisées ainsi que des cibles prédéfinies dans une image tridimensionnelle de la prostate. Les lésions potentiellement cancéreuses n'étant pas visibles avec des systèmes échographiques, l'Urostation® permet la définition de cible grâce à une fusion IRM-échographie. En effet, le chirurgien peut définir des zones suspectes sur les images IRM, puis, en fusionnant ces images IRM en temps réel avec des images échographiques 3D acquises lors de l'éxamen, il est possible de les faire apparaître dans le volume de référence.

Pour ce faire, le chirurgien enregistre d'abord trois images échographiques 3D consécutives et déphasées de ± 60° (cf figure.5.3).

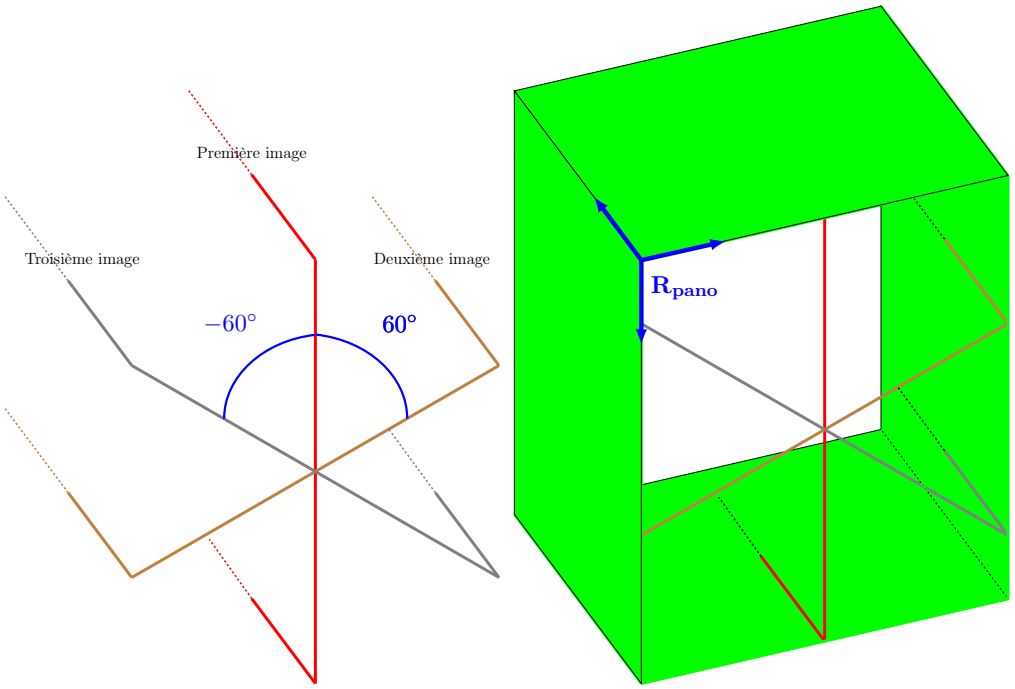


FIGURE 5.3: Schéma des 3 images échographiques 3D déphasées de ±60° permettant de définir le volume de référence (vert) et son repère fixe R_{pano}

Lors de l'aquisition de la première image 3D, le système d'imagerie construit le repère image nommé R_{pano}. En fusionnant les trois images échographiques, l'Urostation® construit alors un volume de référence de la prostate défini par le repère fixe R_{pano} tout au long de l'examen. Ce volume de référence fixe est appelé : PANORAMA. À partir de la fusion IRM-échographie, c'est également à l'intérieur de ce volume 3D qu'aparaissent les cibles anatomiques. Afin de prendre en compte les déformations de la prostate tout au long de l'examen, les images échographiques 3D peropératoires acquises pour faire apparaître les biopsies sont utilisées pour mettre à jour le volume de référence à partir du volume 3D actuel [Baumann et al., 2012]. Il est important de noter que ce recalage se fait sans segmentation de la prostate, en traitant l'image 3D dans sa globalité.

La reconstruction des biopsies issue de chaque nouvelle image 3D acquise est présentée au chirurgien sous la forme d'un cylindre positionné dans une image échographique 3D de la prostate (cf figure.5.2). Elle sera appelée "carotte" dans la suite du chapitre.

Malheureusement, l'acquisition d'une image 3D n'est pas instantanée. En effet elle nécessite un balayage du transducteur et prend donc quelques secondes à s'effectuer pour balayer toute la prostate. De ce fait, une acquisition 3D n'est seulement réalisée que lorsque le chirurgien pense être en position pour biopsier l'organe. La position de la pointe de l'instrument issue de l'image n'est donc pas accessible en temps réel mais seulement à

chaque prise d'une image échographique 3D. Par conséquent, l'asservissement visuel de la pointe de l'instrument à partir des données de l'Urostation® n'est pas réalisable en temps réel. Dans la littérature, ce genre de commande en asservissement visuel s'appelle : *"Look and Move"* [Shirai and Inoue, 1973], [Bolles and Paul, 1973]. Comme son nom l'indique, cette commande se base uniquement sur les primitives s extraites de sa situation initiale et les primitives de la situation désirée s_d pour accomplir sa tâche. Par conséquent, pour garantir la réussite de l'asservissement, il est primordiale de connaître le plus précisément l'environnement dans lequel le robot opère. Dans le cadre de la biopsie de prostate, il devient alors nécessaire de connaître parfaitement l'interaction entre la sonde et le patient pour positionner correctement la sonde endorectale sur la zone à biopsier. Pour réaliser cette tâche, un nouveau mode de contrôle à été développé : le mode AUTOFocus.

5.3 Le mode AUTOFocus : asservissement visuel basé sur les données UROSTATION®

Ce mode permet d'atteindre une plus grande précision pour les gestes d'explorations anatomiques dans un environnement mal-connu. Comme la position actuelle de l'aiguille ne peut pas être mesurée en temps réel, la commande d'asservissement visuel conventionnelle ne s'applique pas. Cependant, les erreurs de positionnement ε_s entre la position cible désirée s_d et la position actuelle de l'aiguille s définie dans le repère image de l'Urostation® sont mesurées à chaque nouvelle acquisition de volume 3D.

La position désirée s_d correspond au centre de la cible implémentée dans l'Urostation® par le chirurgien au début de l'examen. La position courante s est quant à elle accessible à chaque prise d'une image échographique 3D traitée par l'Urostation®. Elle est définit comme le centre de la carotte virtuelle issue de l'image échographique acquise (cf figure.5.4).

Ainsi, grâce à un processus itératif, le robot est capable d'atteindre précisément la zone à biopsier. Afin de pouvoir asservir la pointe de la sonde tenue par le robot, il est necessaire de connaître J_s, la matrice jacobienne image qui, comme précisé dans la partie.5.1, permet d'exprimer dans le repère de robot R_0 l'erreur de placement mesurée dans le repère image R_{pano}. Dans le cas de l'asservissement de la pointe de la sonde via les données accessible par le système Urostation®, il est possible de définir un repère R_{fixe} permettant de reconstruire virtuellement le repère image R_{pano} dans l'environnement du robot.

En effet, lors d'une séance de biopsies, toutes les données de l'Urostation® sont exprimées dans le repère image R_{pano} qui est fixe tout au long de l'examen. Celui-ci est

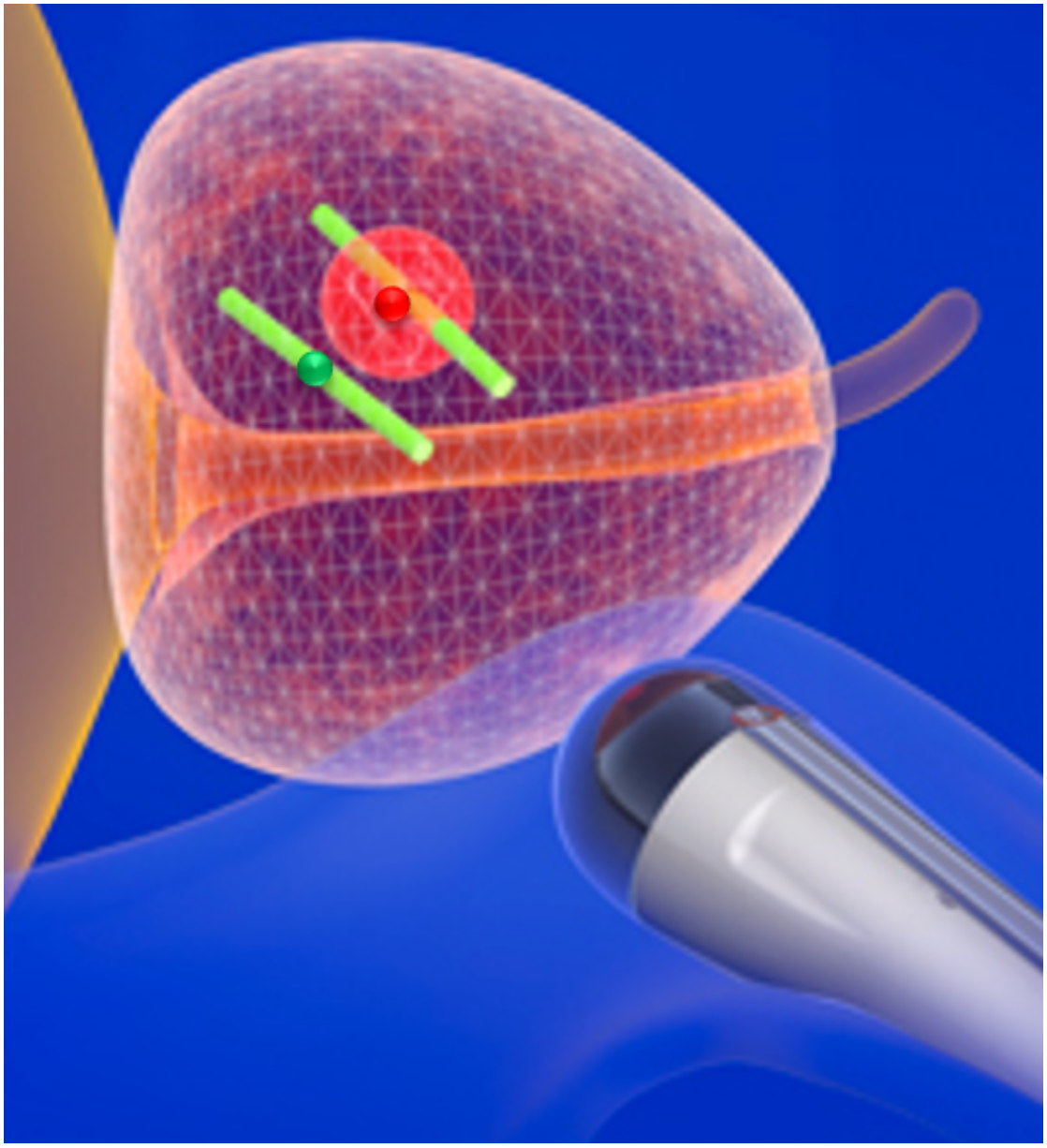


FIGURE 5.4: Schéma d'une carotte de biopsie (vert clair), de son centre (cercle vert foncé), de la cible (rouge), du centre de la cible (cercle rouge foncé), [koelis, 2019][Modifié]

créé lors de l'acquisition de la première image échographique nécessaire à la construction du "Panorama" (cf partie.5.2).

Dans le cadre du projet MIRAS, il a été possible d'avoir accès à l'emplacement du repère image R_{pano} par rapport à l'emplacement de la pointe de la sonde dans chaque image 3D acquise. Par conséquent, lors de l'acquisition de la première image échographique, il est possible de définir un repère virtuel R_{fixe} représentant le repère image mais exprimé dans le repère de la pointe de la sonde R_T (cf figure.5.6). Ce repère étant une représentation virtuelle du repère image R_{pano} dans l'environnement réel du robot, il sera donc considéré fixe tout au long de l'examen (tout comme l'est le repère image).

La matrice de transformation permettant d'exprimer le repère virtuel fixe R_{fixe} dans le repère de la pointe de la sonde R_T est égale à :

$$ {}^{T}T_{fixe} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 110 \\ 0 & 1 & 0 & 156 \\ 0 & 0 & -1 & -110 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{5.7} $$

Cette matrice de transformation permet ainsi de transformer une erreur ε_s définie dans l'image en une erreur ε_T dans le repère de la pointe de la sonde R_T. La matrice de transformation ${}^{0}\mathbf{T}_{T}$ liant le repère attaché à la pointe de la sonde R_T à la base du robot R_0 étant directement issue du modèle géométrique du robot, l'erreur de positionnement dans l'image est alors exprimée dans le repère robot R_0 (cf figure.5.7). De telle sorte, la matrice de tranformation finale ${}^{0}\mathbf{T}_{pano}$ permettant d'exprimer le repère image dans celui du robot est :

$$ {}^{0}\mathbf{T}_{pano} = {}^{0}\mathbf{T}_{T}.{}^{T}\mathbf{T}_{fixe}.{}^{fixe}\mathbf{T}_{pano} \tag{5.8} $$

De plus, la matrice ${}^{fixe}\mathbf{T}_{pano}$ permet de transformer le repère image indirect (norme de l'imagerie) en un repère direct (norme de la mécanique).

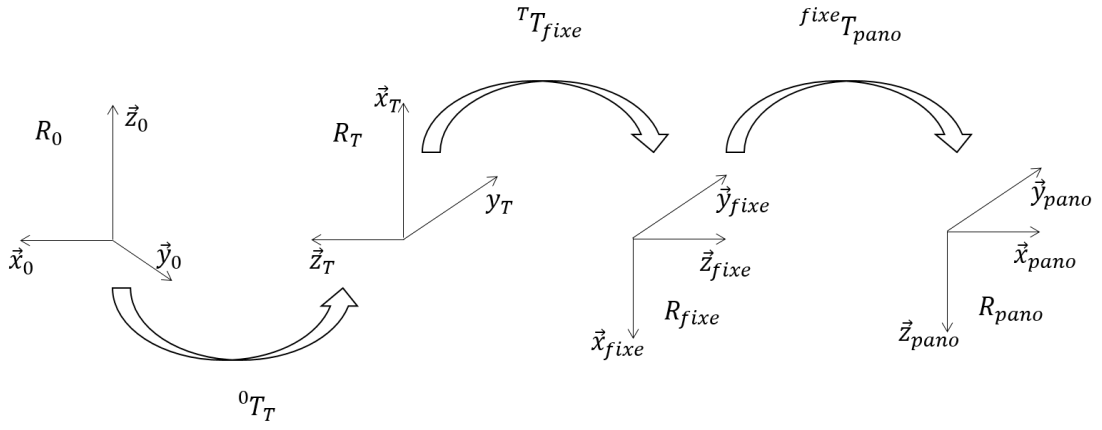


FIGURE 5.5: Esquisse des changements de repères nécessaires pour controler l'erreur de positionnement définie dans l'image 'panorama'.

Dès lors, pour chaque mesure d'une erreur dans l'image, il est possible définir un déplacement équivalent de la pointe de la sonde dans le repère du robot. Cette situation revient à commander la pointe de l'instrument tenue par le robot et insérée à travers un orifice naturel (l'anus). En reprenant les lois de commande réalisées dans les chapitres.2, 3, 4 il est possible de réaliser un déplacement automatique fin de la pointe de la sonde afin

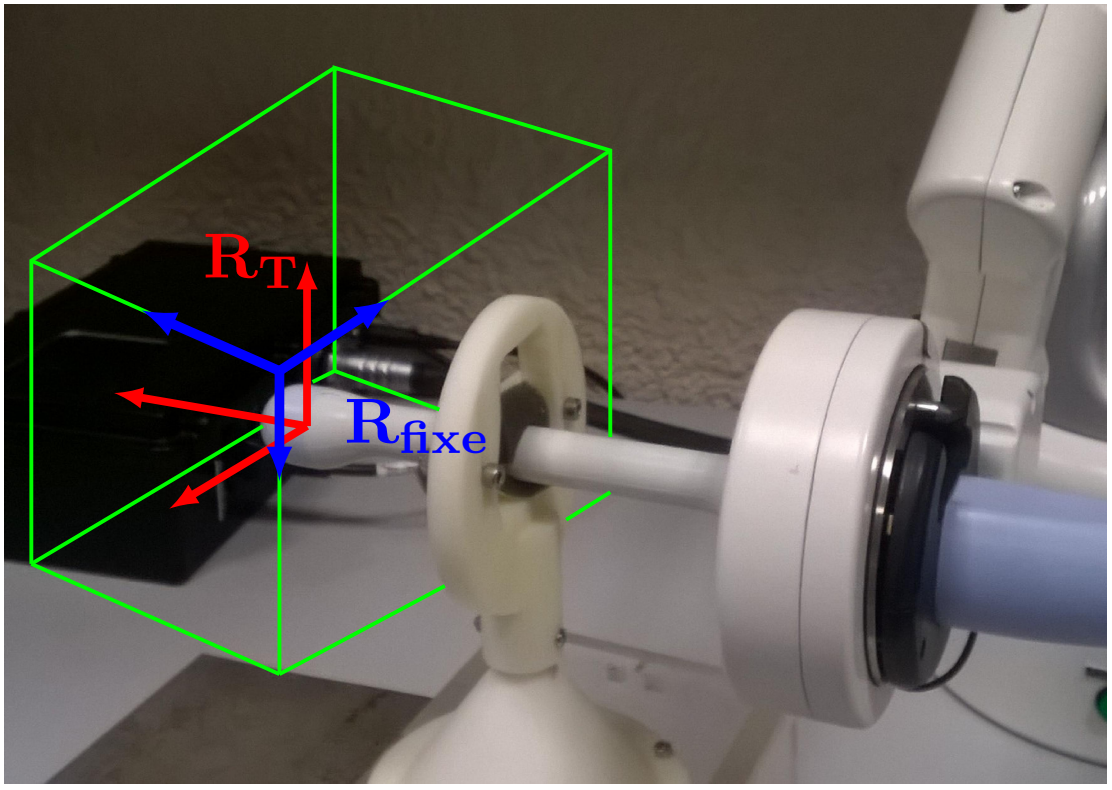


FIGURE 5.6: Schéma des repères R_{fixe} et R_T.

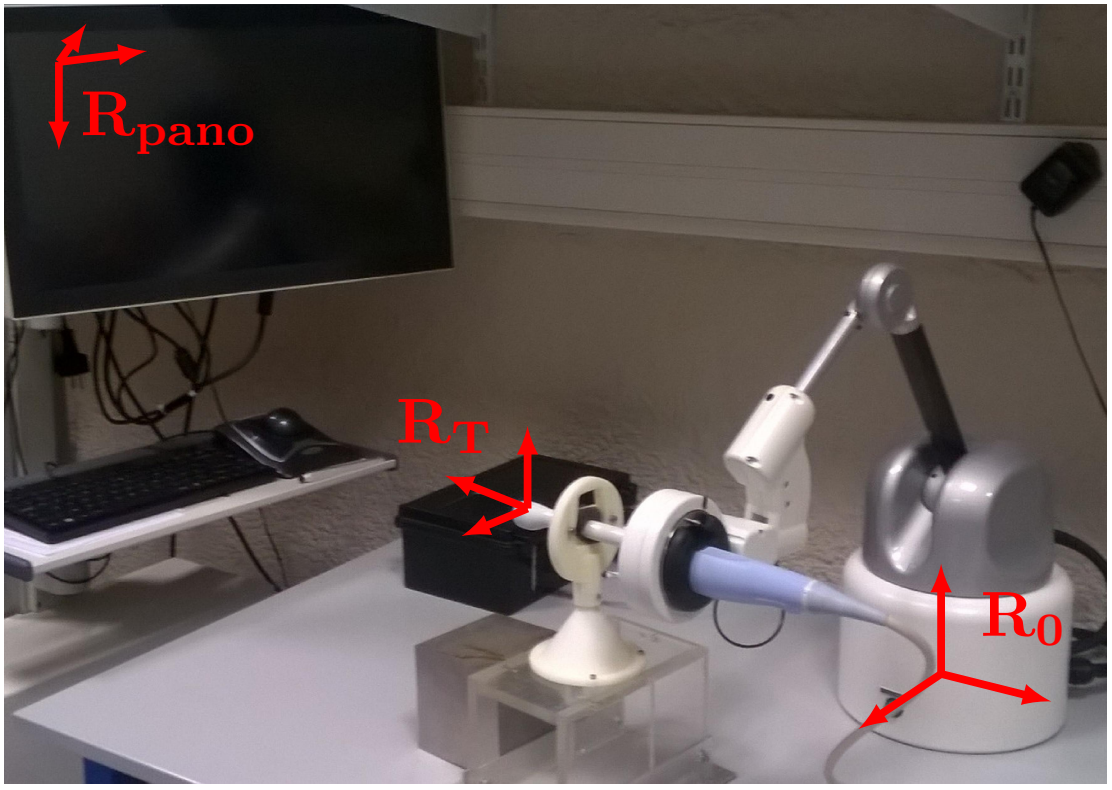


FIGURE 5.7: Schéma des repères R_{pano}, R_T et R_0.

d'atteindre la cible définie par l'image échographique. Positionner une sonde endorectale précisément sur une cible pour la biopsie de prostate correspond à une application directe de la situation décrite dans la PARTIE 1. En utilisant les equations.2.1, 3.10 et 5.1, et en notant $\dot{W}$ la vitesse du poignet robot, $\dot{T}$ la vitesse de la pointe de l'instrument et $\dot{\varepsilon}_s$ la vitesse de l'erreur dans l'image, on peut donc définir la commande en vitesse du poignet du robot $\dot{W}$ à partir de l'erreur de positionnement définie dans l'image comme :

$$\dot{\varepsilon}_s = \mathbf{J}_s\dot{T} = \mathbf{J}_s\mathbf{J}\dot{W} = \mathbf{J}_s\mathbf{J}\mathbf{J}_{v1,W}\dot{q} \tag{5.9}$$

Le mode AUTOFocus est un processus semi-automatique en boucle fermée (cf figure.5.8) car il nécessite la supervision du chirurgien pour converger correctement vers la cible en trois étapes : à chaque itération, le chirurgien décide, en fonction de l'erreur actuelle, s'il doit effectuer un autre déplacement (précision insuffisante) ou prélever le tissu (précision satisfaisante).

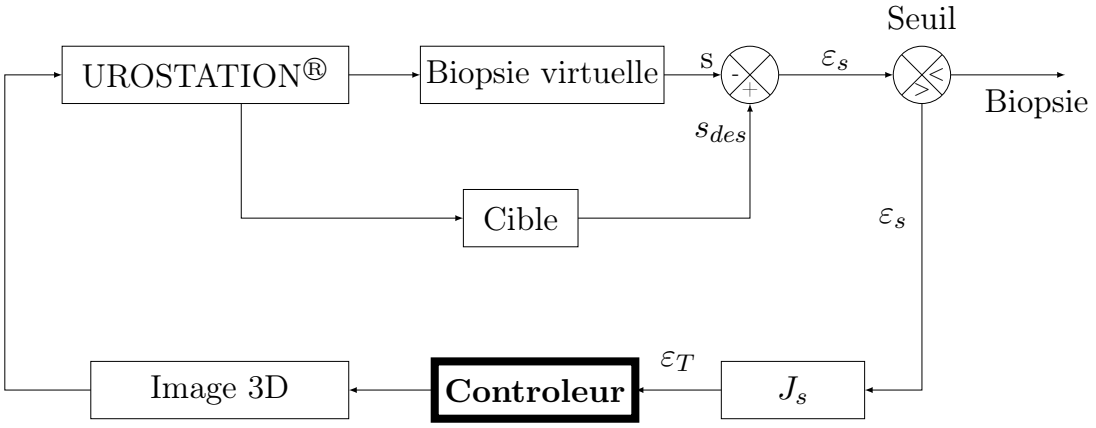


FIGURE 5.8: Schéma d'asservissement visuel contrôlant la pointe de l'instrument échographique.

Le mode AUTOFocus est décrit en trois étapes itératives et une étape de prélèvement :

- étape 1 : la supervision du chirurgien ;
- étape 2 : le déplacement du robot ;
- étape 3 : l'acquisition et le traitement de l'image 3D avec la définition d'un nouveau ε_s ;
- étape 4 : la précision est satisfaisante et le chirurgien peut prélever un échantillon de la prostate.

Pour l'étape 2, l'erreur de positionnement étant exprimée dans le repère du robot R_0, le déplacement du robot est alors réalisé à partir des commandes développées dans les chapitres précédents.

5.4 Set-up exprérimental

Le banc expérimental est décrit dans la figure.5.9. L'extrémité de la sonde est insérée dans un fantôme anatomique qui reproduit à la fois la mécanique et l'échogénéité d'une prostate, y compris les déformations de l'anus et du rectum.

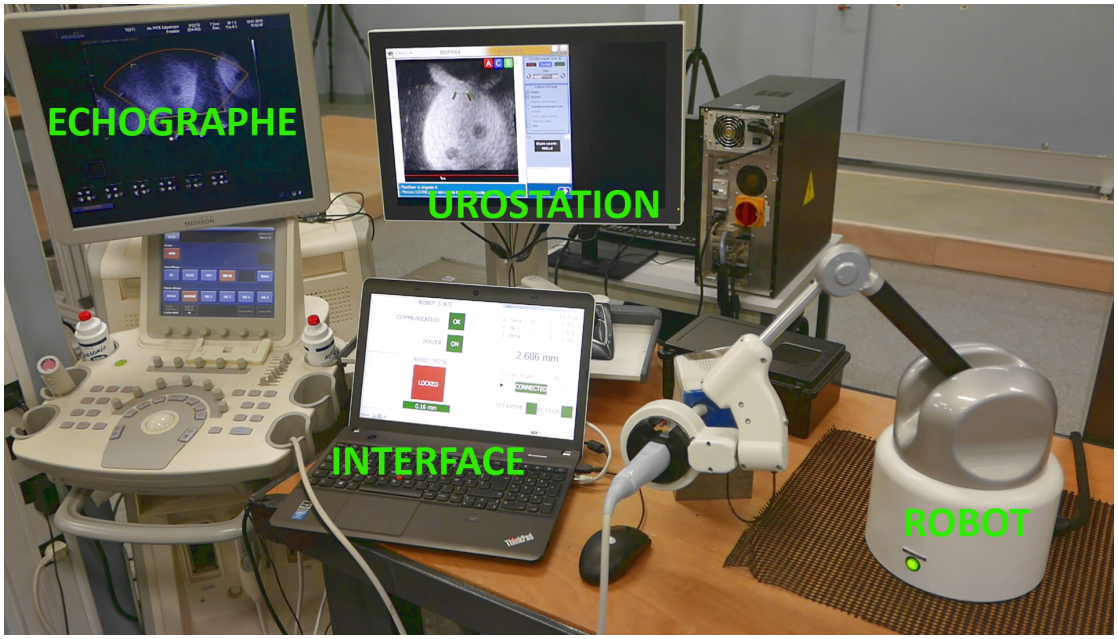


FIGURE 5.9: Set-up expérimental pour un asservissement de la pointe de la sonde basé sur des images échographiques.

Dès lors, le chirurgien réalise le "panorama" défini précédemment dans la partie.5.2.

Pour ce faire, le chirurgien enregistre d'abord trois images 3D consécutives déphasées de $\pm$ 60° (cf figure.5.3). Lors de l'aquisition de la première image 3D, le robot détecte l'aquisition d'une image échographique 3D et construit le repère virtuel R_{fixe}.

De plus, la définition d'une cible étant impossible sans image IRM pré-traitée, il a fallu définir une cible fictive. Pour cela, un nouveau volume 3D (quatrième) est ensuite acquit. Le centre de la carotte apparaissant est alors spécifiée comme la cible à atteindre (s_d). Par la suite, la sonde est déplacée aléatoirement pour s'éloigner de la zone définie comme cible. Pendant l'examen exploratoire, le mode libre est utilisé. Après l'éloignement de la zone ciblée, le chirurgien essaie alors manuellement d'atteindre la cible définie dans l'Urostation® en comanipulant la sonde. Une fois positionné, il réalise une biopsie virtuelle à partir de l'acquisition d'une image 3D qui lui montre le positionnement s de la carotte qu'il pourrait prélever. De ce fait, l'erreur résiduelle de positionnement ε_s est alors définit comme :

$$\varepsilon_s = s_d - s; \tag{5.10}$$

Le chirurgien utilise alors le mode AUTOFocus pour minimiser cette erreur et ajuster la position de la sonde.

5.5 Résultats

Des premières expériences ont été menées avec des utilisateurs non chirurgien pour évaluer ce mode de fonctionnement. Un résultat typique de ces expériences est montré dans les figures.5.10 et 5.11.

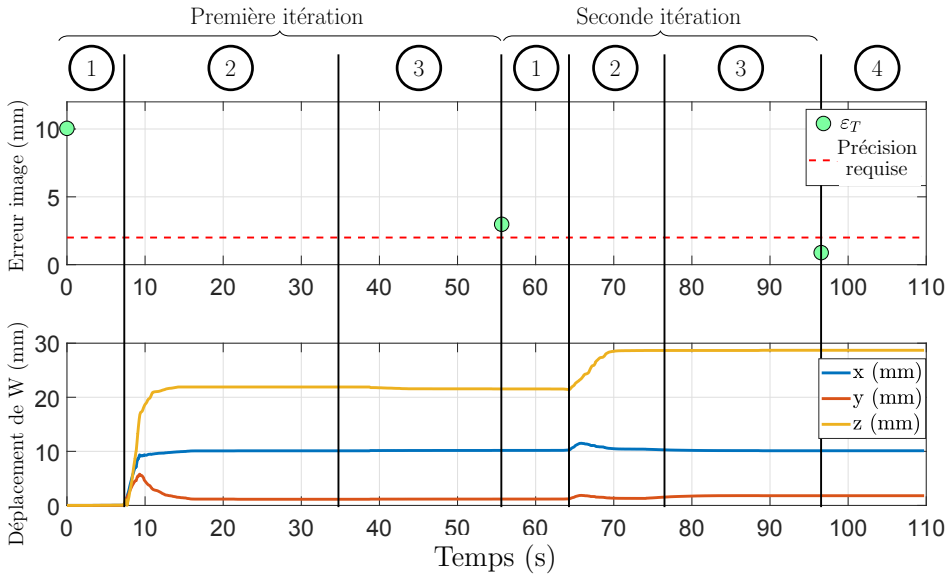


FIGURE 5.10: Erreur calculée par le mode AUTOFocus avec les déplacements du robot en deux itérations.

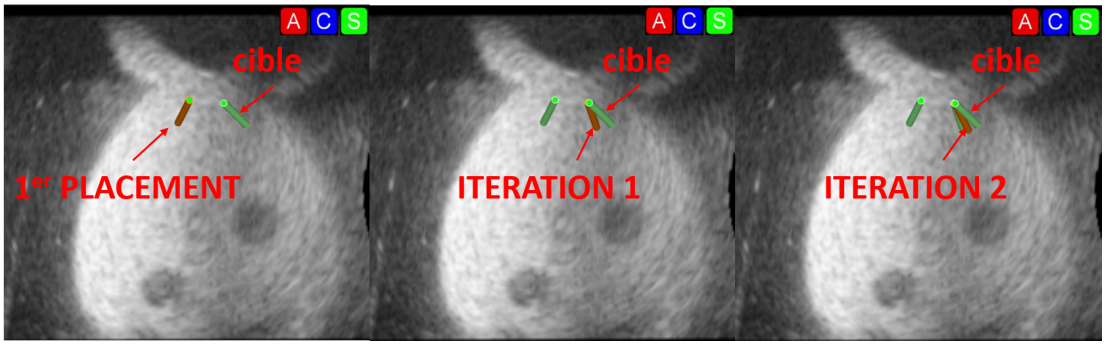


FIGURE 5.11: Zoom sur les placements des biopsies virtuelles après des déplacements automatiques fins.

Dans l'exemple exprimé dans la figure.5.10, l'erreur initiale de placement du chirurgien est de 10mm. Le mode AUTOfocus est alors activé afin de minimiser l'erreur résiduelle de positionnement. Les figures.5.10 et 5.11 mettent en évidence la diminution de l'erreur de pointage, ε_s. À partir de l'utilisation de la commande en boucle fermée sur

la pointe de la sonde et en estimant les interactions entre la sonde et l'anus/rectum du patient grâce à l'estimateur de Broyden, l'erreur de positionnement ε_s passe de 10mm à moins de 2mm en seulement 2 itérations. Bien qu'obtenir une erreur de positionnement ε_s en dessous du seuil de 2mm semble atteignable en un seul déplacement, il est en général nécessaire de réaliser une seconde iteration pour assurer la convergence au niveau de précision attendu. En effet, bien que capable d'estimer l'interaction engendrée par l'insertion d'une sonde à travers l'anus et le rectum du patient (dans ce cas un fantôme prostatique), la position de l'aiguille en temps réel dans le système d'imagerie n'étant pas accessible, toute déformation de la prostate survenant entre deux itérations consécutives ne peut être prise en compte, ce qui peut entraîner des variations imprévues de l'erreur. Cependant, la régulation en boucle fermée assure une convergence précise et rapide (cf figure.5.10 et 5.11).

5.6 Conclusion

Dans le contexte de la biopsie de prostate, un contrôleur en boucle fermée basé sur l'image échographique pour un déplacement précis de la sonde pour les biopsies de la prostate a été présenté. Il se nomme AUTOFocus. En se basant sur les données échographiques d'un système de navigation nommé Urostation®, commercialisé par la société Koelis et conçu pour l'assistance du geste chirurgical permettant de réaliser des biopsies de prostate, il est possible de réaliser un asservissement visuel de la pointe de l'instrument sur une cible préalablement définie dans l'image. Ce système fonctionnant en réalisant des fusions élastiques des images 3D acquises par l'échographe, il ne peut donner accès aux données de positions des biopsies ou des cibles en temps réel mais seulement à chaque prise d'une nouvelle image 3D. Ce principe d'asservissement visuel s'apparente à une commande : "*Look and Move*". Pour obtenir le résultat escompté, c'est à dire un pointage précis d'une cible, il est nécessaire de connaître l'environnement dans lequel le système robotisé opère. Dans le cadre de la biopsie de prostate, pour pallier le problème de connaissance de l'environnement du robot, l'implémentation des estimateurs et des commandes développées dans les chapitres précédents permettent de prendre en compte les déformations de la zone d'insertion de la sonde échographique et donc d'améliorer la précision de la tâche de ciblage.

De plus, malgré la déformabilité élevée de la prostate qui ne peut être mesurée qu'à partir de l'image échographique, un alignement rapide et satisfaisant de l'axe de l'aiguille avec une cible de biopsie a été atteint en seulement 2 itérations.

Chapitre 6

Conclusion

Cette thèse se concentre sur la problématique du déplacement automatique fin d'un robot à 6 degrés de liberté avec un poignet libre pour la chirurgie mini-invasive. Les solutions proposées ont été évaluées en simulation et expérimentalement sur le robot Apollo [Poquet et al., 2013]. La tâche étant d'atteindre une position désirée de manière automatique, il a d'abord fallu développer une commande capable de déplacer l'instrument chirurgical. Afin de réaliser des déplacements automatiques, un mode de contrôle a été développé, le mode *ajustement*. Dans le but de réaliser cette tâche, deux contrôleurs différents ont été conçus. Le premier, considéré comme un asservissment en boucle ouverte sur la pointe de l'instrument, contrôle le centre du poignet du robot situé en dehors du patient tandis que le second permet de fermer la boucle de contrôle directement sur la pointe de l'instrument situé dans le patient.

Quelque soit la commande choisie, la réussite de la tâche de pointage nécessite de connaître parfaitement l'environnement dans lequel le robot opère. En effet, dans la littérature, quand l'opérateur utilise des robots télémanipulés ou comanipulés, il garde le contrôle total du robot et peut s'adapter à des petites erreurs de calibration du système. Cependant, pour des déplacements automatiques, il a été montré dans le chapitre 2 l'importance de connaître de manière la plus précise possible la matrice d'interaction $\mathbf{J}$ qui relie les vitesses du centre du poignet aux vitesses du bout de l'instrument. En effet, le robot étant autonome, une petite erreur dans le modèle peut entraîner une grande erreur de positionnement.

Pour répondre à la problématique soulevée dans le chapitre 2, deux méthodes ont été développées afin d'estimer continuellement la matrice d'interaction $\mathbf{J}$:

- Estimateur Bras de Levier Adaptable,
- Estimateur de Broyden.

Des simulations sur des données robots post-traitées ont :

- montré l'importance de prendre en compte le déplacement du point de rotation de l'instrument au cours d'une manipulation ;
- validé le principe de fonctionnement des estimateurs proposés pour identifier continuellement la matrice d'interaction **J**.

Afin de valider expérimentalement les résultats obtenus en simulation, ces deux modèles d'estimation ont été implémentés sur un robot anthropomorphique à poignet libre puis testés sur un set-up expérimental simulant l'insertion d'un outil chirurgical à travers un orifice. Les résultats obtenus montrent que l'utilisation de ces estimateurs pour les déplacements automatiques permettent d'améliorer la précision de la tâche de pointage avec une commande en boucle ouverte de la pointe de l'instrument. Dans le cas de la commande en boucle fermée, la précision est optimale quelque soit le modèle utilisé pour estimer la matrice d'interaction mais, grâce à l'estimateur de broyden, le temps de convergence est en moyenne divisé par 4 à 5 par rapport au modèle de bras de levier fixe.

Les travaux ont ensuite été contextualisés à travers un exemple précis de la chirurgie mini-invasive : **La biopsie de prostate**.

Pour la biopsie de la prostate, il est nécessaire de positionner une sonde échographique sur une cible avec un seuil de précision de 2mm. Cependant, du fait de l'elasticité des tissus et de leurs déformabilités, réussir un ciblage manuel précis n'est pas une tâche triviale. L'assistance robotique doit, dans ce cas là, pouvoir réaliser des déplacements automatiques fins capables d'atteindre la cible non atteint par le geste manuel du chirurgien. Cependant, il a été montré que lors d'un examen, il est impossible d'utiliser le modèle du bras de levier fixe pour modéliser l'interaction entre la sonde échographique et sa zone d'insertion (anus + rectum). Dès lors il est nécessaire d'estimer en continu la matrice d'interaction reliant les vitesses du poignet du robot et la pointe de la sonde. La commande en boucle fermée de la pointe de l'instrument basée sur l'estimation de la matrice d'interaction par le modèle de broyden se révèle être une solution permettant de prendre en compte les déformations de la zone d'insertion. Elle est également capable d'améliorer le temps de convergence pour un déplacement de la pointe de l'instrument vers une cible prédéfinie.

Afin de valider cette approche pour la biopsie de prostate, un asservissement visuel a ensuite été mis en place. Celui-ci se base sur des images échographiques 3D. Dans la littérature, ce problème est appelé : "asservissement look and move". Implémenté sur le système robotique et testé sur un fantôme anatomique, les premiers résultats de cet asservissement visuel ont permis d'atteindre la cible en 2 itérations.

Il apparait donc, qu'en utilisant un algorithme de mise à jour continue de la matrice d'interaction **J** dans une commande en boucle fermée sur la pointe de la sonde, il est

possible d'améliorer les conditions de biopsies en la couplant avec un asservissement visuel basé sur les images échographiques de l'instrument.

Perspectives

En se basant sur les travaux réalisés dans cette thèse, il semblerait intéressant de poursuivre ces travaux suivant trois axes différents.

Le premier axe de développement de ces travaux est d'évaluer les performances des méthodes développées dans ces travaux dans une chirurgie mini-invasive où le modèle de point fixe est particulièrement inadapté : **la biopsie de l'uterus**. Cet acte chirurgicale est abordé en annexe.B.1. Des travaux préliminaires montrent que pour réaliser des biopsies d'uterus il semble nécessaire de ne pas considérer la zone d'insertion de la sonde endo-vaginale comme un modèle de bras de levier fixe. Des travaux supplémentaires proches de ceux réalisés sur les biopsies de prostate seraient intéressant afin de valider cliniquement que la zone d'insertion de la sonde au cours d'un examen vaginal n'est pas fixe.

Un second axe de développement serait d'amener cette expérience jusqu'au chirurgien. En effet, bien que validé expérimentalement dans les chapitres 4 et 5, la tâche de ciblage réalisée à partir des informations du système d'imagerie Urostation® et basé sur une commande capable de prendre en compte les déformations de la zone d'insertion de la sonde, n'a pas pu être testée par plusieurs chirurgiens. Il serait donc necessaire de réaliser une étude avec plusieurs praticiens pour valider le besoin de cette nouvelle commande et son fonctionalité en condition réelle. Le but de cette étude porterait sur la comparaison entre une tâche de ciblage réalisée par le chirurgien seul et une tâche de ciblage réalisée par le chirurgien assisté du robot et de la commande AUTOFocus. Pour ce faire, il faudrait regrouper une dizaine de chirurgiens de niveaux homogènes et leur faire réaliser une séance de biopsies ciblées sur un fantôme anatomique. Cette étape est très importante pour le développement du projet car elle permettra de confirmer ou d'infirmer le besoin d'une telle assistance robotique. De plus dans le cas ou l'assistance robotique s'avère être un outil améliorant la routine clinique et plus particulièrement la précision des biopsies prélevées, une étude sur patient pourrait être envisageable en partenariat avec le partenaire industriel.

Le troisième et dernier axe de recherche découle du manque d'information sur les forces engendrées par le robot sur l'organe examniné (prostate, uterus). En effet, bien que capable de prendre en compte les déformations des tissus proche de la zone d'insertion, les commandes développées dans cette thèse ne prennent pas en compte la force que le

système robot+sonde applique en bout de sonde sur l'organe. Ceci pourrait être préjudiciable pour le patient car si la sonde applique une trop grande force sur la prostate, cela peut entraîner de fortes douleurs et même créer des hématomes au niveaux de la zone pressurée. Pour pallier ce problème, la solution qui pourrait être implémentée serait de mesurer l'effort appliqué par l'ensemble robot+sonde sur le patient. La sonde ne possedant pas de capteur d'effort, le moyen le plus approprié pour estimer ces efforts serait de mesurer les déformations de l'oragne en temps réel dans l'image échographique 2D et d'en extraire une force moyenne appliquée à partir de modèle anatomique de la prostate [Marchal, 2006]. Une fois ce modèle de force extrait, il pourrait entrer dans la boucle de commande comme une contrainte dans l'environnement avec une force maximale à ne pas dépasser pour la santé du patient. Cette problématique a déjà été abordée dans des travaux similaires [Torterotot-Poquet et al., 2011] pour des déformations de prostate. De plus, d'autres travaux sur des seuils d'efforts de contact [Joseph, 2018] pourraient également être utilisés pour développer cet axe de recherche. Enfin, il pourrait également être possible d'implémenter des guides virtuels dans l'image afin de restreindre les mouvements du système robot + sonde à des zones dites 'sûres' pour la santé du patient.

Bibliographie

Abdelaziz, S., Esteveny, L., Renaud, P., Bayle, B., Barbé, L., de Mathelin, M., and Gangi, A. (2011). Design considerations for a novel mri compatible manipulator for prostate cryoablation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 6 :811–819. *2 citations page 22 and 75*

Abolmaesumi, P., Salcudean, S. E., , Sirouspour, M. R., and DiMaio, S. P. (2002). Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 18(1) :11–23. *Cited page 125*

Aiono S, Gilbert JM, S. B. F. P. G. A. (2002). Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endoassist) for laparoscopic cholecystectomy. *Surg Endosc.* *2 citations page v and 14*

Akrivos, N. and Barton-Smith, P. (2013). A pilot study of robotic uterine and vaginal vault manipulation : The viky uterine positionerâ„¢. *Journal of Robotic Surgery.* *3 citations page v, 12, and 124*

Alivizatos, G. and Skolarikos, A. (2005). Incontinence and erectile dysfunction following radical prostatectomy : A review. *TheScientificWorldJournal*, 5 :747–58. *2 citations page 68 and 70*

American, Cancer, S. (2019). *Cited page 66*

Avellino, I., Bailly, G., Canlorbe, G., Belghiti, J., Morel, G., and Vitrani, M.-A. (2019). Impacts of telemanipulation in robotic assisted surgery. In *CHI Conference on Human Factors in Computing Systems Proceedings (CHI 2019)*, CHI Conference on Human Factors in Computing Systems Proceedings (CHI 2019), Glasgow, United Kingdom. *Cited page 9*

Bansal, N., Herzog, T., Burke, W., Cohen, C., and Wright, J. (2008). Theutility of preoperative endometrial sampling for the detection of uterine sarcomas. pages 110 :43–48. *Cited page 121*

Barron, K., Richard, T., Robinson, P., and Lamvu, G. (2008). Administration morcellation warning with rates of minimally invasive hysterectomy and myomectomy. pages 6 :1174–80. *Cited page 121*

Bassan, H., Hayes, T., Patel, R., and Moallem, M. (April 2007). A novel manipulator for 3d ultrasound guided percutaneous needle insertion. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pages 617–622. *Cited page 75*

Bassit, L. A. (2005). Structures mécaniques à modules sphériques optimisées pour un robot médical de télé-échographie mobile. *Cited page 11*

Bastide, C. (2009). Techniques et complications de la prostatectomie totale. *Progrès en Urologie*, 1509(4) :233–284. *Cited page 70*

Baumann, M., Mozer, P., Daanen, V., and Troccaz, J. (2009). Transrectal ultrasound prostate biopsy tracking with efficient and accurate deformation estimation. In *2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macro*, pages 1211–1214. *2 citations page 75 and 88*

Baumann, M., Mozer, P., Daanen, V., and Troccaz, J. (2012). Prostate biopsy tracking with deformation estimation. *Medical Image Analysis*, page 16(3)562–576. *2 citations page 88 and 89*

Bax, J. S., Smith, D. Q., Bartha, L., Montreuil, J., Sherebrin, S., Gardi, L., Edirisinghe, C., and Fenster, A. (2011). A compact mechatronic system for 3d ultrasound guided prostate interventions. *Medical physics*, 38 2 :1055–69. *Cited page 22*

Bholat, O. S., Haluck, R. S., Murray, W. B., Gorman, P. J., and Krummel, T. M. (1999). Tactile feedback is present during minimally invasive surgery11us surgical provides a grant to penn state for training in laparoscopic surgery. a portion of the penn state salary for dr omar bholat is from the us surgical grant. funds from the grant are used to support research activity in dr bholat's laboratory. *Journal of the American College of Surgeons*, 189(4) :349–355. *Cited page 8*

Bolles, R. C. and Paul, R. P. (1973). The use of sensory feedback in a programmable assembly system. *Cited page 90*

Bonneau, E., Taha, F., Gravez, P., and Lamy, S. (2004). Surgicobot : surgical gesture assistance cobot for maxillo-facial interventions. pages 353–360. *Cited page 125*

Borgani and et al. (April 2015). Impact of morcellation on survival outcomes of patients with unexpected uterine leiomyosarcoma : A systematic review and meta-analysis. pages 167–172. *Cited page 121*

Bouton, J.-M., Dehnez, M., Eboue, F., Hainaut, F., Michelin, J., and Mac Aleese, J. (1990). Pratique de l'echographie en gynecologie et obstetrique. *Cited page 123*

Broyden, C. G. (1965). A class of methods for solving nonlinear simultaneous equations. *Math. Comp. 19*, pages 577–593. *2 citations page 43 and 115*

campus, c. (2019). *2 citations page v and 8*

Candalh-Touta, N. (2018). *Assistance to the Learning of Laparoscopic Gesture Dexterity*. Theses, Sorbonne Université. *2 citations page v and 7*

Chalard, R., Reversat, D., Morel, G., Mozer, P., and Vitrani, M.-A. (2018a). Precisely positioning the tip of an instrument inserted through an orifice with a free wrist robot : application to prostate biopsies. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. *6 citations page v, vii, 23, 40, 42, and 78*

Chalard, R., Reversat, D., Morel, G., Mozer, P., and Vitrani, M.-A. (2018b). Precisely positioning the tip of an instrument inserted through an orifice with a free wrist robot. application to prostate biopsies. *IJCARS*, 13(5) :611–618. *Cited page 72*

Davies, B., Rodriguez, F., Jakopec, M., Harris, S., Barrett, A., Gomes, P., Henckel, J., and Cobb, J. (2006). The acrobotreg ; system for robotic mis total knee and uni-condylar arthroplasty. *International Journal of Humanoid Robotics*, 3 :417–428. *Cited page 75*

Denavit, J. and Hartenberg, R. S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Trans. of the ASME. Journal of Applied Mechanics*, 22 :215–221. *Cited page 23*

Dharia, S. P. and Falcone, T. (2005). Robotics in reproductive medicine. *Fertility and Sterility*, 84(1) :1 – 11. *Cited page 8*

Dong, L. and Morel, G. (2016). Robust trocar detection and localization during robot-assisted endoscopic surgery. In *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4109–4114. *5 citations page 15, 16, 18, 79, and 81*

Endocontrol (2019). Viky up : La chirurgie gynécologique en toute sécurité. *Cited page 11*

Fazel, A., Vitrani, M.-A., Gaudrard, E., and Baumann, M. (2016). Robotic biopsy of the uterus standardized technique (robust) : A new technique for uterine biopsy prior to minimally invasive surgery. pages 3(7) :227—228. *Cited page 122*

FDA (2014). Fda 2014 : Laparoscopic power morcellation during uterine surgery for fibroids. *2 citations page 120 and 121*

Fichtinger, G., Fiene, J., Kennedy, C., Kronreif, G., Iordachita, I., Song, D., Burdette, E., and Kazanzides, P. (2007). Robotic assistance for ultrasound guided prostate brachytherapy. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 10 :119–27. *2 citations page 21 and 75*

Fischer, G. S., Iordachita, I., Csoma, C., Tokuda, J., DiMaio, S. P., Tempany, C. M., Hata, N., and Fichtinger, G. (2008). MRI-Compatible Pneumatic Robot for Transperineal Prostate Needle Placement. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 13(3) :295–305. *Cited page 22*

Flandin, G., Chaumette, F., and Marchand, E. (2000). Eye-in-hand/eye-to-hand cooperation for visual servoing. In *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065)*, volume 3, pages 2741–2746 vol.3. *Cited page 86*

Gross, E. (2011). Radiothérapie conformationelle du cancer de prostate. *Progrès en Urologie*, 21(11) :801 – 807. IDE Urologie 2011. *Cited page 68*

Gruijthuijsen, C., Borghesan, G., Reynaerts, D., and Poorten, E. B. V. (2019). A hybrid active/passive wrist approach for increasing virtual fixture stiffness in comanipulated robotic minimally invasive surgery. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 4 :3029–3036. *3 citations page v, 16, and 23*

Gruijthuijsen, C., Dong, L., Morel, G., and Vander Poorten, E. (2018). Leveraging the fulcrum point in robotic minimally invasive surgery. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3) :2071–2078. *Cited page 15*

Haption (2019). *2 citations page v and 23*

Holden, J. G., Flach, J. M., and Donchin, Y. (1999). Perceptual-motor coordination in an endoscopic surgery simulation. *Surgical Endoscopy*, 13(2) :127–132. *Cited page 8*

Horaud, R., Dornaika, F., and Espiau, B. (1998). Visually guided object grasping. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 14(4) :525–532. *Cited page 86*

Hungr, N., Baumann, M., Long, J.-A., and Troccaz, J. (2012). A 3D Ultrasound Robotic Prostate Brachytherapy System with Prostate Motion Tracking. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(6) :1382–1397. *3 citations page vii, 75, and 76*

Institut, National, d. C. (2019). *2 citations page vi and 69*

Intuitive (2019). *3 citations page v, 12, and 13*

JMIG (2014). Impact of morcellation on survival outcomes of patients with unexpected uterine leiomyosarcoma : A systematic review and meta-analysis aagl practice report :morcellation during uterine tissue extraction. pages 21(4)517–30. *Cited page 121*

Joseph, L. (2018). *An energetic approach to safety in robotic manipulation*. Theses, Sorbonne Université. *Cited page 102*

Kawamura, N., Ichimura, T., Ito, F., Shibata, S., and Takahashi, A. (2002). Transcervical needle biopsy for the differential diagnosis between uterine sarcoma and leiomyoma. pages 94(6) :1713–1720. *Cited page 121*

Kim, K., Li, M., Gonenc, B., Shang, W., Eslami, S., and Iordachita, I. (2015). Design of an mri-compatible modularized needle driver for in-bore mri-guided prostate interventions. In *2015 15th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS)*, pages 1520–1525. *2 citations page 74 and 75*

koelis (2019). *3 citations page vii, 88, and 91*

Krieger, A., Iordachita, I. I., Guion, P., Singh, A. K., Kaushal, A., Menard, C., Pinto, P. A., Camphausen, K., Fichtinger, G., and Whitcomb, L. L. (2011). An MRI-Compatible Robotic System With Hybrid Tracking for MRI-Guided Prostate Intervention. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(11) :3049–3060. *3 citations page 74, 75, and 76*

Kunde, W., Müsseler, J., and Heuer, H. (2007). Spatial compatibility effects with tool use. *Human factors*, 49 4 :661–70. *Cited page 8*

Lamy, X., Colledani, F., Geffard, F., Measson, Y., and Morel, G. (2009). Robotic skin structure and performances for industrial robot comanipulation. In *2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 427–432. *Cited page 14*

Lanfranco, A. R., Castellanos, A. E., Desai, J. P., and Meyers, W. C. (2004). Robotic surgery : a current perspective. *Annals of surgery*, 239 1 :14–21. *Cited page 7*

Leong, W. J., Hassan, M. A., and Yusuf, M. W. (2011). A matrix-free quasi-newton method for solving large-scale nonlinear systems. *Computers & Mathematics with Applications*, 62(5) :2354 – 2363. *Cited page 115*

Litynski, G. S. (1999). Endoscopic surgery : The history, the pioneers. *World Journal of Surgery*, 23(8) :745–753. *Cited page 7*

Liu, H., Zhu, L., Pan, Z., Bai, F., Liu, Y., Liu, Y., Patel, M., Farantatos, E., and Bhatt, N. (2015). Armax-based transfer function model identification using wide-area measurement for adaptive and coordinated damping control. *IEEE Transactions on Smart Grid*. *Cited page 44*

Low, S. C. and Phee, L. (2004). A review of master-slave robotic systems for surgery. In *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics, 2004.*, volume 1, pages 37–42 vol.1. *2 citations page 22 and 124*

Luo, J., Betschart, C., Ashton-Miller, J.-A., and DeLancey, J.-O. (2016). Quantitative analyses of variability in normal vaginal shape and dimension on mr images. pages 27(7) :1087—1095. *2 citations page vii and 123*

Mansard, N., Lopes, M., Santos-Victor, J., and Chaumette, F. (2006). Jacobian learning methods for tasks sequencing in visual servoing. In *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4284–4290. *2 citations page 42 and 117*

Marchal, M. (2006). Modélisation des tissus mous dans leur environnement pour l ' aide aux gestes médico-chirurgicaux. *PhD thesis from Joseph Fourier University*. *2 citations page 65 and 102*

Marchand, E., Chaumette, F., Spindler, F., Perrier, M., and Toulon, I. (2001). Controlling the manipulator of an underwater rov using a coarse calibrated pan/tilt camera. In *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, volume 3, pages 2773–2778 vol.3. *Cited page 86*

Marchand, E., Spindler, F., and Chaumette, F. (2005). ViSP for visual servoing : a generic software platform with a wide class of robot control skills. *IEEE Robotics Automation Magazine*, 12(4) :40–52. *Cited page 86*

Munoz, V. F., Vara-Thorbeck, C., DeGabriel, J. G., Lozano, J. F., Sanchez-Badajoz, E., Garcia-Cerezo, A., Toscano, R., and Jimenez-Garrido, A. (2000). A medical robotic assistant for minimally invasive surgery. In *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065)*, volume 3, pages 2901–2906 vol.3. *Cited page 22*

Nisky, I., Huang, F. C., Milstein, A., Pugh, C. M., Mussa-Ivaldi, F. A., and Karniel, A. (2012). Perception of stiffness in laparoscopy - the fulcrum effect. *Studies in health technology and informatics*, 173 :313–9. *Cited page 9*

Ortmaier, T. (2003). Motion compensation in minimally invasive robotic surgery. *Cited page 9*

Ortmaier, T. and Hirzinger, G. (2000). Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery. In *Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2000) (Cat. No.00CH37113)*, volume 1, pages 565–571 vol.1. *Cited page 124*

Ouzzane, A., Coloby, P., Mignard, J. P., Allegre, J. P., Soulié, M., Rébillard, X., Salomon, L., and Villers, A. (2011). Recommandations pour la bonne pratique des biopsies prostatiques. *Progrès en Urologie*, 21(1) :18–28. *2 citations page 70 and 85*

Podder, T. K., Ng, W. S., and Yu, Y. (2007). Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy. In *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1233–1236. *Cited page 21*

Poquet, C., Mozer, P., Morel, G., and Vitrani, M.-A. (2013). A novel comanipulation device for assisting needle placement in ultrasound guided prostate biopsies. pages 4084–4091. IEEE. *9 citations page 22, 26, 27, 58, 74, 76, 77, 85, and 99*

Poquet, C., Mozer, P., Vitrani, M.-A., and Morel, G. (2015). An Endorectal Ultrasound Probe Comanipulator With Hybrid Actuation Combining Brakes and Motors. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(1) :186–196. *4 citations page 26, 27, 37, and 75*

Rachad, S., Nsiri, B., and Bensassi, B. (2015). System identification of inventory system using arx and armax models. *International Journal of Control and Automation*, 8 :2 83 – 2 94. *Cited page 44*

Rahman, M. M., Ikeura, R., and Mizutani, K. (1999). Investigating the impedance characteristic of human arm for development of robots to co-operate with human operators. In *IEEE SMC'99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (Cat. No.99CH37028)*, volume 2, pages 676–681 vol.2. *Cited page 14*

Rébillard, X., Grosclaude, P., Leone, N., Velten, M., Coureau, G., Villers, A., Irani, J., Lebret, T., Rigaud, J., Pfister, C., Patard, J. J., Richaud, P., Salomon, L., Coloby, P., and Soulié, M. (2013). Projection de l'incidence et de la mortalité par cancer urologique en France en 2012. *Progrès en Urologie*, 23(Supplement 2) :S57–S65. *Cited page 66*

Recos, V. (2018). https ://eurekasante.vidal.fr/maladies/reins-voies-urinaires/hypertrophie-benigne-prostate-hbp.html ?print=1. *2 citations page vi and 66*

RODRIGUEZ, L. V. and TERRIS, M. K. (1998). Risks and complications of transrectal ultrasound guided prostate needle biopsy : A prospective study and review of the literature. *Journal of Urology*, 160(6 Part 1) :2115–2120. *Cited page 73*

Roy, P. L. G., Macnab, C. J. B., and Nielsen, J. (2019). Dynamic eye-in-hand visual servoing using adaptive backstepping with a supervisory feature jacobian. In *2019 IEEE 15th International Conference on Automation Science and Engineering (CASE)*, pages 1131–1137. *Cited page 86*

Ruf, A. and Horaud, R. (2000). Vision-based guidance and control of robots in projective space. In *ECCV*. *Cited page 86*

Ryu, S. C., Quek, Z. F., Koh, J., Renaud, P., Black, R. J., Moslehi, B., Daniel, B. L., Cho, K., and Cutkosky, M. R. (2015). Design of an optically controlled mr-compatible active needle. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(1) :1–11. *2 citations page 74 and 75*

Sackier, J. M. and Wang, Y. (1994). Robotically assisted laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 8(1) :63–66. *2 citations page v and 14*

Salomon, L., Azria, D., Bastide, C., Beuzeboc, P., Cormier, L., Cornud, F., Eiss, D., Eschwège, P., Gaschignard, N., Hennequin, C., Molinié, V., Artus, P. M., Moreau, J.-L., Péneau, M., Peyromaure, M., Ravery, V., Rebillard, X., Richaud, P., Rischmann, P., Rozet, F., Staerman, F., Villers, A., and Soulié, M. (2010). Recommandations en onco-urologie 2010 : Cancer de la prostate. *Progrès en Urologie*, 20 :S217 – S251. Recommandations 2010-2013 en onco-urologie Comité de Cancérologie de l'Association Française d'Urologie. *Cited page 67*

Schneider, C. M., Okamura, A. M., and Fichtinger, G. (2004). A robotic system for transrectal needle insertion into the prostate with integrated ultrasound. In *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04*, volume 1, pages 365–370 Vol.1. *4 citations page 7, 75, 76, and 124*

Shirai, Y. and Inoue, H. (1973). Guiding a robot by visual feedback in assembling tasks. *Pattern Recognition*, 5 :99–106. *Cited page 90*

Siegel, R. L., Miller, K. D., and Jemal, A. (2019). Cancer statistics, 2019. *CA : A Cancer Journal for Clinicians*, 69(1) :7–34. *no citations* :10.3322/caac.21551 :10.3322/caac.21551 :10.3322/caac.21551 :10.3322/caac.21551

Smet, J. D., Deprest, J., Thys, A., and Poorten, E. V. (2018). In-vivo force sensing during laparoscopic sacrocolpopexy vaginal vault manipulation. *5 citations page 40, 42, 56, 123, and 125*

Smith, Y. and Pharm, B. (2018). Uterine fibroids location. *3 citations page vii, 119, and 120*

Smith-Guérin, N., Nouaille, L., Vieyres, P., and Poisson, G. (2008). A medical robot kinematics design approach based on knowledge management. *Industrial Robot : An International Journal*, Vol. 35(Issue 4) :316–323. *Cited page 22*

Société, américaine, d. r.-o. A. (2018). *2 citations page vi and 68*

Song, S.-E., Tokuda, J., Tuncali, K., Tempany, C. M., Zhang, E., and Hata, N. (2013). Development and preliminary evaluation of a motorized needle guide template for mri-guided targeted prostate biopsy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60 :3019–3027. *2 citations page vii and 75*

Stoianovici, D., Kim, C., Petrisor, D., Jun, C., Lim, S., Ball, M. W., Ross, A., Macura, K. J., and Allaf, M. E. (2017). MR Safe Robot, FDA Clearance, Safety and Feasibility of Prostate Biopsy Clinical Trial. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(1) :115–126. *2 citations page 21 and 74*

Stoianovici, D., Kim, C., Srimathveeravalli, G., Sebrecht, P., Petrisor, D., Coleman, J., Solomon, S. B., and Hricak, H. (2014). MRI-Safe Robot for Endorectal Prostate Biopsy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(4) :1289–1299. *2 citations page vii and 74*

Sutter, C., Sülzenbrück, S., Rieger, M., and Müsseler, J. (2013). Limitations of distal effect anticipation when using tools. *New Ideas in Psychology*, 31(3) :247 – 257. *Cited page 8*

Tamura, R., Yoshihara, K., Yamawaki, K., Suda, K., Ishiguro, T., Adachi, S., Okuda, S., Inoue, I., G. W. Verhaak, R., and Enomoto, T. (2015). Novel kinase fusion transcripts found in endometrial cancer. *Scientific Reports*, 5 :18657. *2 citations page 121 and 122*

Tan, J., Lukacz, E., Menefee, S., Luber, K., Albo, M., and Nager, C. (2006). Determinants of vaginal length. pages 195(6) :1846—-1850. *Cited page 123*

Torabi, M., Gupta, R., and Walsh, C. J. (2014). Compact robotically steerable image-guided instrument for multi-adjacent-point (map) targeting. *IEEE Transactions on Robotics*, 30 :802–815. *Cited page 75*

Torterotot-Poquet, C., Vitrani, M.-A., Mozer, P., and Morel, G. (2011). *Ultrasound image-based comanipulation for enhanced perception of the contacts with a distal soft organ.* *Cited page 102*

Van der Bosch, T., Coosemans, A., Morina, M., Timmerman, D., and Amant, F. (2012). Screening for uterine tumors. pages 26 :257–266. *2 citations page 74 and 121*

velmed (2019). *2 citations page vi and 71*

Villers, A., Mouton, D., Rébillard, X., Chautard, D., Ruffion, A., Staerman, F., and et al. (2004). Conditions de réalisation et schéma de ponctionslors d'une première série de biopsies prostatiques. *Progrès en Urologie*, 14 :144–153. *Cited page 73*

Vitrani, M.-A., Baumann, M., Reversat, D., Morel, G., Moreau-Gaudry, A., and Mozer (2016). Prostate biopsies assisted by comanipulated probe-holder : First in man. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery Springer Berlin Heidelberg*, 11(6) :1153–1161 "Bench to Bedside Award". *4 citations page 77, 78, 122, and 125*

Wei, Z., Ding, M., Downey, D., and Fenster, A. (2005). 3d trus guided robot assisted prostate brachytherapy. In Duncan, J. and Gerig, G., editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2005*, volume 3750 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 17–24. Springer Berlin Heidelberg. *3 citations page 21, 76, and 124*

Yip, H. M., Navarro-Alarcon, D., and Liu, Y. (2017). An image-based uterus positioning interface using adaline networks for robot-assisted hysterectomy. In *2017 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*, pages 182–187. *2 citations page 52 and 124*

Zemiti, N., Morel, G., Ortmaier, T., and Bonnet, N. (2007). Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(2) :143–153. *Cited page 11*

Zhan, Y., Shen, D., Zeng, J., Sun, L., Fichtinger, G., Moul, J., and Davatzikos, C. (2007). Targeted prostate biopsy using statistical image analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(6) :779–788. *Cited page 73*

Appendices

Annexe A

Méthode d'estimation de la matrice de Broyden

Dans cette annexe, on introduit la règle de Broyden de façon générale. La méthode de Broyden permet d'estimer la relation non linéaire entre deux variables, une d'entrée et une de sortie, si celles-ci sont liées par une matrice jacobienne [Broyden, 1965], [Leong et al., 2011]. Plus précisement, soit F une fonction supposée regulière d'un ouvert $\mathcal{R}^n$ à valeurs dans $\mathcal{R}^m$ telle que :

$$y_k = F(x_k) \tag{A.1}$$

que l'on peut définir comme :

- $\mathbf{J}_k$: La jacobienne de F a l'instant k ;
- $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$: la différence des valeurs d'entrée à l'instant k ;
- $\Delta y_k = y_k - y_{k-1}$: la différence des valeurs de sortie à l'instant k ;

A partir de cette notation, on peut réaliser une approximation du premier ordre tel que :

$$y_k = y_{k-1} + \mathbf{J}_k.\Delta x_k \tag{A.2}$$

Soit :

$$\Delta y_k = \mathbf{J}_k.\Delta x_k \tag{A.3}$$

La matrice $\mathbf{J}_k$ est inconnue. Cependant, connaissant les informations concernant Δx_k on peut se servir de la matrice jacobienne du pas précédent, $\mathbf{J}_{k-1}$, pour obtenir une

approximation de $\mathbf{J}_k$ notée $\widehat{\mathbf{J}}_k$. Cette approximation est la meilleure approximation de la fonction avec un plan sécant. En effet, si on introduit $\mathbf{p}$, les vecteurs orthogonaux a Δx_k, alors :

$$\Delta x_k.\mathbf{p} = 0 \tag{A.4}$$

on obtient alors la relation :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k.\mathbf{p} = \mathbf{J}_{k-1}.\mathbf{p} \tag{A.5}$$

Ainsi, tout vecteur orthogonal à Δx_k n'est pas affecté par la mise à jour. On en déduit que la matrice $\widehat{\mathbf{J}}_k - \mathbf{J}_{k-1}$ doit être de rang un. Par conséquent, chacune des colonnes de cette matrice sont liées et sont le multiple d'un vecteur, soit :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k - \mathbf{J}_{k-1} = \mathbf{u} \otimes \mathbf{v} = \mathbf{u}.\mathbf{v}^T = [v_1\mathbf{u}, v_2\mathbf{u}, ...] \tag{A.6}$$

Où $\mathbf{u}$ et $\mathbf{v}$ son deux vecteurs tels que :

$$(\mathbf{u}.\mathbf{v}^T).\mathbf{p} = 0 \tag{A.7}$$

soit :

$$(\mathbf{v}.\mathbf{p})\mathbf{u} = 0 \tag{A.8}$$

L'equation.A.8 mène a deux solutions. La première, $\mathbf{u} = 0$ est triviale et ne sucite aucun intérêt. Le seconde quant à elle est :

$$(\mathbf{v}.\mathbf{p}) = 0 \tag{A.9}$$

qui equivaut à dire, d'après l'equation.A.4 que :

$$\mathbf{v} = \alpha\Delta x_k \tag{A.10}$$

avec α un coefficient que l'on pose égale a 1. Ainsi on se ramène a :

$$\mathbf{v} = \Delta x_k \tag{A.11}$$

A partir de l'équation.A.6 on peut écrire que :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k = \mathbf{J}_{k-1} + \mathbf{u}.\mathbf{v}^T \tag{A.12}$$

que l'on peut réécrire grâce à l'équation.A.3 comme :

$$(\mathbf{J}_{k-1} + \mathbf{u}.\mathbf{v}^T).\Delta x_k = \Delta y_k \tag{A.13}$$

D'où la définition du vecteur :

$$\mathbf{u} = \frac{\Delta y_k - \mathbf{J}_{k-1}.\Delta x_k}{\Delta x_k^T.\Delta x_k} \tag{A.14}$$

La formule de mise a jour d'une jacobienne par la méthode de Broyden s'exprime alors comme :

$$\widehat{\mathbf{J}}_k = \widehat{\mathbf{J}}_{k-1} + \alpha \frac{\Delta y_k - \widehat{\mathbf{J}}_{k-1}.\Delta x_k}{\|\Delta x_k\|_2^2}.\Delta x_k^T \tag{A.15}$$

Dans l'équation.A.15, il est supposé que $\widehat{\mathbf{J}}_{k-1}$ est une approximation de la jacobienne au pas de temps précédent. De plus, le terme α est un coefficient représentant le rapport de confiance dans l'estimation a chaque pas de temps. Dans le cadre de la robotique, cet estimateur est regulièrement utilisé pour mettre à jour la matrice jacobienne d'un robot [Mansard et al., 2006].

Cependant, dans le cadre de ces travaux, pour des déplacements automatiques appliqués à la chirurgie mini-invasive, cet estimateur étend sa fonctionalité à l'estimation de la matrice d'interaction entre le poignet du robot W et le bout de l'instrument T. En effet, en notant :

- Δx_k : la différence de position du poignet (point W) entre deux pas de temps ;
- Δy_k : la différence de position du bout de l'instrument (point T) entre deux pas de temps ;
- $\mathbf{J}_k$: la matrice d'interaction entre le poignet et le bout de l'instrument ;

On se retrouve dans les conditions d'utilisation de la méthode de Broyden pour l'estimation d'une matrice jacobienne. Ainsi, il est possible de pouvoir estimer la matrice d'interaction totale basée sur les données du robot sans faire d'hypothèses restrictives liées aux contraintes de l'environnement proche de la zone d'insertion.

Annexe B

Biopsie de l'uterus

B.1 Le Cancer de l'uterus

Les tumeurs utérines sont des masses qui apparaissent dans l'utérus des femmes. Ils peuvent être classés dans différentes catégories selon leur localisation dans l'utérus (voir figure.B.1). Ils sont classés en 3 types. Le premier regroupe d'abord les tumeurs sous-muqueuses qui apparaissent à l'intérieur de l'utérus. Le deuxième type est celui des tumeurs intramurales qui se produisent dans l'endomètre qui constitue la paroi utérine musculaire (type le plus courant avec environ 70 % de cas de tumeurs utérines). Il y a aussi des tumeurs qui se développent à l'extérieur de l'utérus appelées tumeurs sous-séreuses qui forment le troisième groupe [Smith and Pharm, 2018].

La majorité des tumeurs utérines observées sont des fibromes (tumeurs bénignes) avec plus d'un million de cas chaque année aux États-Unis. Ils sont principalement asymptomatiques mais provoquent des saignements irréguliers dans 30% des cas, et parfois des douleurs ou des malaises. Dans de tels cas, il faut les traiter et plusieurs solutions thérapeutiques existent. Cependant, le diagnostic peut être plus grave. En effet, certaines tumeurs solides de l'utérus peuvent imiter les fibromes. En particulier, le léiomyosarcome (LMS) est le plus agressif cancer de l'utérus et est particulièrement difficile à diagnostiquer. Dans certaines séries rapportées dans la littérature, 1/300 fibromes symptomatiques est une LMS réelle, qui représente jusqu'à 1600 nouveaux cas aux Etats-Unis en 2014. Le taux de survie global de la LMS est inférieur à 50 % à 5 ans, ce taux de survie étant lié au retard du diagnostic et à la propagation de la maladie dans la cavité abdominale, y compris les accidents chirurgicaux.

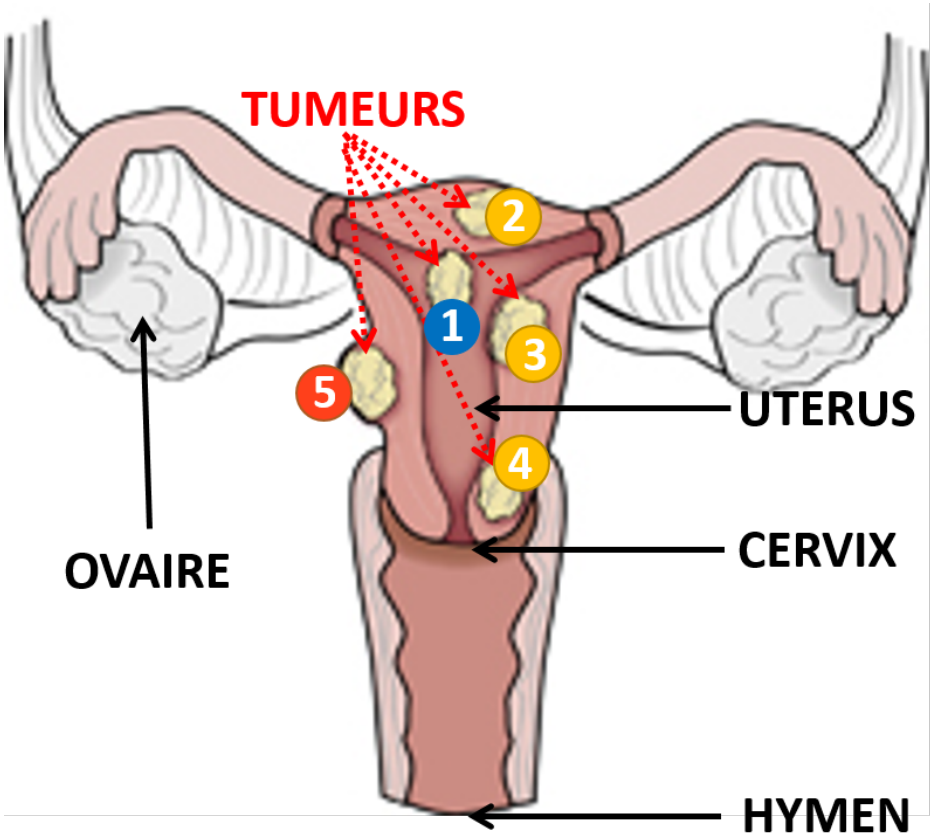


FIGURE B.1: Description de l'utérus avec tous les types de tumeurs [Smith and Pharm, 2018]. En bleu (étiquette 1) ce sont les tumeurs sous-muqueuses, en jaune (étiquette 2,3,4) les tumeurs intramurales et en orange (étiquette 5) les tumeurs sous-séreuses.

Lorsqu'une tumeur utérine doit être traitée (voir figure. B.1), le processus principal est l'hystérectomie ou aussi appelé myomectomie.

Il s'agit d'une opération qui consiste à enlever (partiellement ou totalement) l'utérus d'une femme ou les tumeurs utérines selon le cas. Aux États-Unis, environ 600 000 hystérectomies sont pratiquées chaque année et il s'agit de la deuxième intervention chirurgicale majeure la plus fréquemment pratiquée chez les femmes en âge de procréer. Environ 54% de ces interventions ont été réalisées par laparotomie ouverte et 46% par des interventions mini-invasives, y compris l'hystérectomie vaginale (19%), des interventions laparoscopiques (21%) ou par des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur (robotique) (6%) [FDA, 2014].

Comme l'utilisation de la chirurgie mini-invasive a augmenté au cours des 20 dernières années, pour réussir l'hystérectomie et/ou la myomectomie, d'autres outils commerciaux ont été développés et utilisés pendant une chirurgie. C'est le cas des "Laparoscopic Power Morcellators" (LPMs) qui sont utilisés en laparoscopie. Le choix thérapeutique entre une intervention traditionnelle et une chirurgie mini-invasive (MIS) peut s'avérer

critique lorsque les "Laparoscopic Power Morcellators" (LPM) (voir figure. B.2) sont utilisés. En effet, les LPMs sont utilisées pour fragmenter les tissus afin de permettre le prélèvement d'échantillons chirurgicaux par de petites incisions. Une telle opération peut propager des tissus cancéreux insoupçonnés à l'intérieur de l'abdomen et du bassin, aggravant considérablement les chances de survie à long terme du patient. Ceci a été souligné par une communication sur la sécurité publiée par la FDA en avril 2014 [FDA, 2014]. Cette communication indique que l'utilisation des LPM devrait être évitée tant qu'aucun outil de diagnostic fiable ne sera disponible pour prédire si la patiente a un sarcome utérin [Barron et al., 2008], [Borgani and et al., 2015]. En d'autres termes, la FDA recommande aux chirurgiens de revenir à la chirurgie ouverte pour la myomectomie et l'hystérectomie. Cela empêchant les femmes non atteind de LMS de bénéficier des résultats incontestés de la chirurgie mini-invasive [JMIG, 2014]. Dans le cas des fibromes utérins, plusieurs études [Van der Bosch et al., 2012], [Bansal et al., 2008], démontrent l'importance d'explorer profondément l'utérus afin de préciser si une tumeur observée est bénigne ou maligne. Un système de biopsie utérine ciblée apparaît comme essentiel [Kawamura et al., 2002], [Tamura et al., 2015] afin de classifier les tumeurs avant de choisir la chirurgie laparoscopique de toute masse utérine (voir Figure B.2). Cependant, il n'existe pas d'outil de routine permettant un prélèvement fiable en profondeur dans l'utérus. Cela nécessite le développement de fonctions innovantes exploitant l'état de l'art de l'imagerie et de la robotique pour permettre une biopsie/ponction reproductible, précise et en totale sécurité pour la patiente.

B.1.1 Qu'est-ce qu'une biopsie d'utérus

Il existe un certain nombre d'outils utilisés par les cliniciens pour diagnostiquer les femmes atteintes de tumeurs, notamment l'examen physique, les biomarqueurs sériques, la biospie / la ponction / la cytologie, l'échographie (US), l'hystéroscopie, l'hystérosalpingographie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie assitée par ordinateur. Mais la seule référence absolue est une biopsie, pour distinguer une tumeur maligne d'une affection bénigne. Jusqu'à présent, seuls des prélèvements endométriaux sont effectués (tumeurs sous-muqueuses). Les biopsies de l'endomètre ne peuvent fournir le bon diagnostic à moins que la lésion n'ait atteint la surface de la cavité endométriale [Van der Bosch et al., 2012]. Ces biopsies utérines sont réalisées grâce à un hystéroscope inséré par le vagin dans l'utérus [Tamura et al., 2015]. Cette procédure permet de ne prélever que les tumeurs visibles dans la cavité utérine (tumeurs sous-muqueuses). Elle ne permet pas de prélever des échantillons en profondeur dans l'utérus (tumeurs sous-séreuses et/ou intramurales), voir figure.B.1.

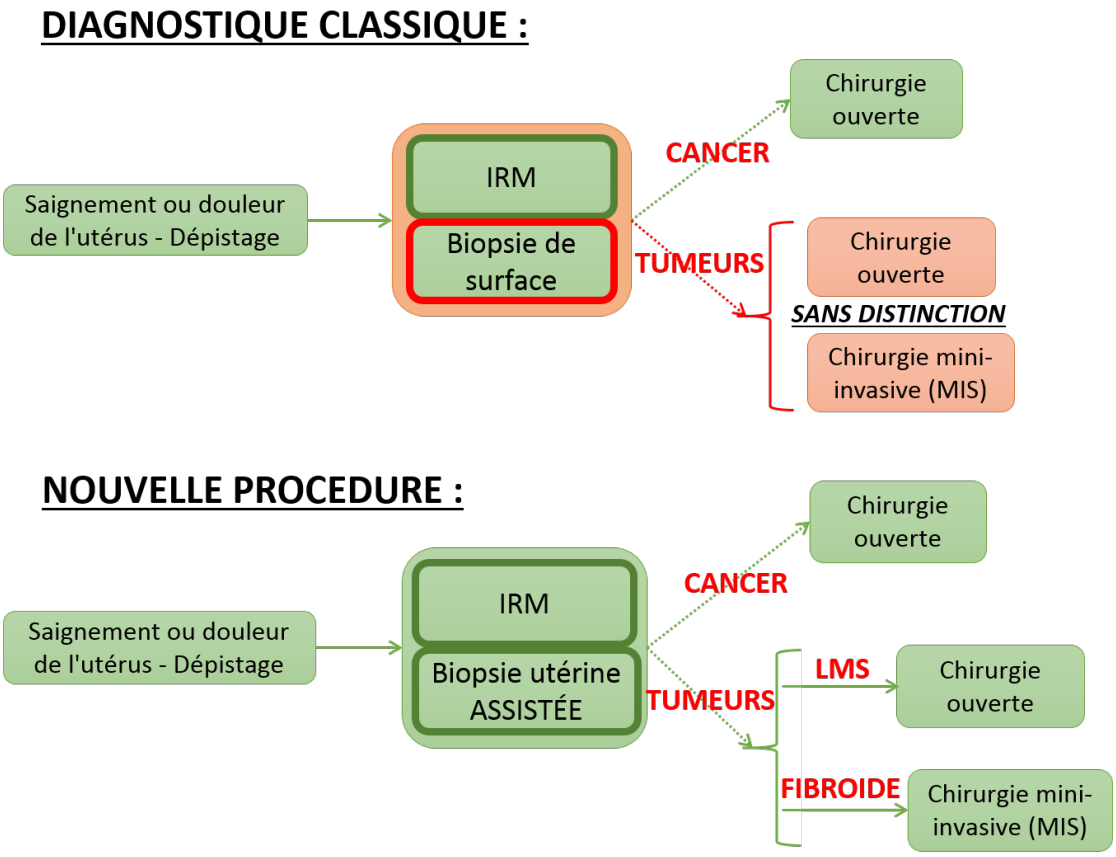


FIGURE B.2: La procédure classique qui ne permet pas d'identifier la classification des fibromes VS la nouvelle procédure qui la prend en compte.

Une étude en cours [Tamura et al., 2015] sur 63 patientes conclut que la biopsie à l'aiguille guidée par ultrasons peut être une procédure de diagnostic préopératoire fiable pour les tumeurs utérines dont on soupçonne la malignité par IRM. L'approche proposée, détaillée dans [Fazel et al., 2016], est basée sur la biopsie transvaginale à l'aiguille. Cette procédure est similaire à la procédure de biospie de la prostate sous échographie trans-rectale [Vitrani et al., 2016]. Pendant l'intervention proposée, la patiente est allongée en position gynécologique. Une sonde d'échographie trans-vaginale et un guide-aiguille qui y est fixé sont insérés dans le vagin de la patiente. Ensuite, le clinicien déplace la sonde vers un premier site de biopsie désiré. Lorsqu'il pense que la sonde est bien positionnée, le clinicien peut procéder à la biopsie en insérant l'aiguille dans le guide aiguille. Il répète la procédure ci-dessus jusqu'à ce que toutes les biopsies aient été faites.

Cependant, en raison de l'anatomie de l'utérus, il n'est pas évident de placer une aiguille dans l'utérus sous guidage ultrasonore avec une grande précision.

En effet, à cause de l'effet du bras de levier, il est difficile d'obtenir une précision inférieure à 2 mm sur une tâche de visée. De plus, sur le plan anatomique, un utérus malade / infecté est rigide et difficile à percer. Pour cela, le chirurgien doit appliquer une

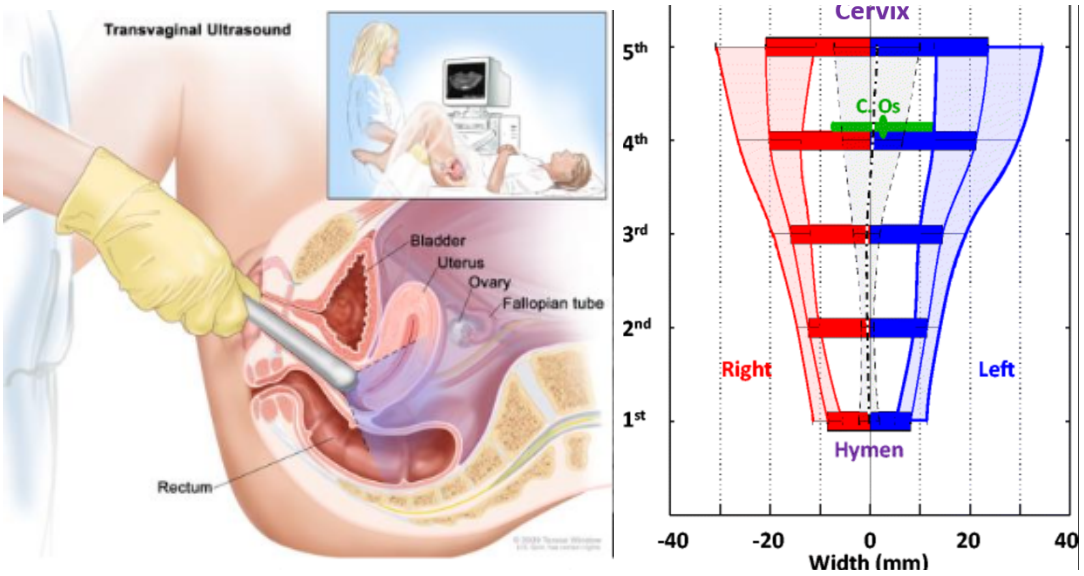


FIGURE B.3: Routine clinique pour l'échographie transvaginale et la description vaginale mesurée [Luo et al., 2016], modifié.

force sur l'aiguille pour percer les premières couches de l'utérus et atteindre la zone suspecte située plus en profondeur dans l'uterus. Ainsi, un robot capable de positionner avec précision une sonde lors d'une série de biopsies et de conserver ce positionnement précis lors de l'insertion de l'aiguille apparaît comme une solution aux problèmes de routine clinique (compacité, facilité d'utilisation...) et à l'application particulière (positionnement précis dans un environnement indéterminé).

B.1.2 Limite de la méthode du bras de levier fixe dans la commande d'un robot pour la biopsie d'utérus

L'utérus est décrit dans [Bouton et al., 1990]. C'est un organe creux en forme de poire situé dans la cavité pelvienne entre le rectum et la vessie. Il est généralement anteversé ou retroversé au-dessus de la vessie. L'extrémité basale de l'utérus, à savoir le col de l'utérus, est située dans le vagin. Le vagin est un canal musculaire élastique. Ses dimensions moyennes sont d'environ 10 cm de long [Tan et al., 2006] et 4 cm de large, comme présenté dans la figure.B.3 [Luo et al., 2016]. Il est important de noter que l'anatomie de l'utérus et du vagin présente une forte variabilité inter-individuelle. De plus, les patientes qui subissent les procédures de diagnostic peuvent souffrir de tumeurs utérines, ce qui entraîne des variations plus importantes de la forme, du poids et de la position de ces organes. Dans le vagin, la pointe de la sonde a une petite mobilité décrite par le chirurgien comme un cercle de 1 cm de rayon limité par le col et la paroi vaginale, [Smet et al., 2018]. La sonde globale peut être déplacée dans de nombreuses orientations

limitées par l'anatomie du vagin. Six degrés de liberté (ddl) sont donc nécessaires pour positionner la sonde dans un cône tronqué avec un angle supérieur de 40°, figure.B.4.

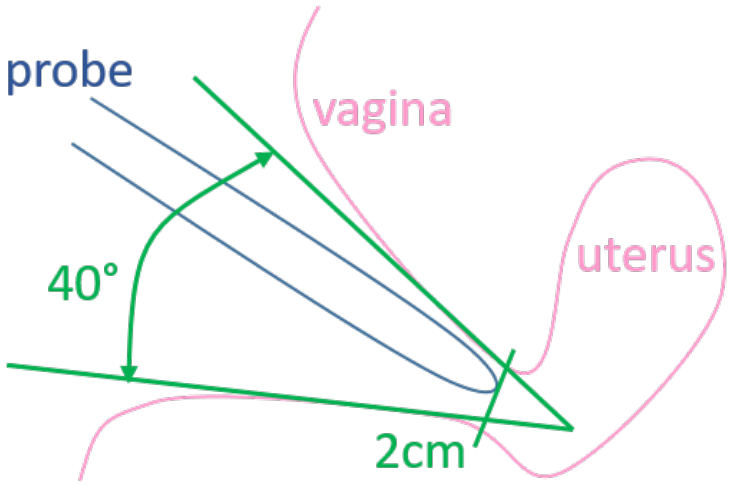


FIGURE B.4: Espace de travail nécessaire pour manipuler la sonde dans le vagin

Il est intéressant de noter que différentes solutions sont mises en œuvre dans la littérature. Pour faire face à la contrainte cinématique due à l'insertion de la sonde dans une cavité, certains d'entre eux utilisent un robot à 6 degrés de liberté actifs, mais la plupart d'entre eux supposent que le point d'insertion joue le rôle d'une contrainte cinématique à 2 degrés de liberté. Parmi les exemples de biopsie de la prostate, citons le robot entièrement actionné décrit par [Schneider et al., 2004] ou le robot avec centre de mouvement distant (RCM) utilisé dans [Wei et al., 2005]. Plus précisément, dans le contexte clinique du cancer de l'uterus, les seules solutions robotiques existantes sont les robot "Viky-up" [Akrivos and Barton-Smith, 2013] et celui développée par l'équipe [Yip et al., 2017]. Les deux robots s'inscrivent dans les stratégies de robot à centre de rotation distant ("remote center of motion") imposé mécaniquement comme fixe. Ces deux robots sont utilisés pour la manipulation utérine trans-vaginale qui ne nécessite pas une grande précision. Cependant, pour la tâche de pointage, les robots à poignet libre (un poignet sphérique sans actionneurs, [Low and Phee, 2004], [Ortmaier and Hirzinger, 2000]) présentent un grand intérêt comme il l'a été démontré dans le chapitre.2.

En effet, avec ces dispositifs, comme le robot laisse l'instrument s'orienter librement autour du centre du poignet W, la contrainte du point d'insertion est automatiquement respectée lorsque la pointe de l'instrument est introduite dans le patient. Cependant, un inconvénient majeur se produit lorsqu'une position précise doit être atteinte par la pointe de l'instrument. Dans une telle situation, le robot positionne son centre de poignet W afin de manipuler l'outil de l'extérieur du patient. Bien entendu, la position de la pointe de l'outil T à l'intérieur du patient résulte non seulement de la position du point W, mais aussi de l'emplacement du point dit d'insertion. Dans la pratique, et plus particulièrement

dans le contexte du cancer de l'uterus, on peut rarement se fier à la définition d'un point d'insertion fixe, car il y a un jeu ou une déformation des tissus entourant la zone d'insertion. C'est particulièrement vrai pour l'application de biopsie utérine [Smet et al., 2018] dans notre recherche.

B.2 Conclusion

Dans cette application, il est necessaire de positionner précisément la sonde (et l'aiguille) tout en maintenant un effort minimal sur le point d'insertion. La loi de contrôle du robot doit tenir compte du déplacement et de la déformation du vagin. Les stratégies mécaniques de RCM ne peuvent pas être pertinentes dans notre travail. On peut se référer à trois études particulièrement intéressantes :

- le système présenté dans [Bonneau et al., 2004] qui n'utilise aucun capteur de force,
- le travail de [Abolmaesumi et al., 2002]

Ces systèmes se concentrent sur un porte-sonde à ultrasons contrôlé par un asservissement visuel pour centrer une section de la carotide sur l'image : 3 degrés de liberté sont contrôlés par l'asservissement visuel tandis que l'opérateur peut contrôler les 3 autres.

Enfin, les travaux réalisés avec le robot Apollo sur les biopsies de prostates guidées par ultrasons et assistées par robot ont montré que le degrés de précision de la biopsie de prostate par voie transrectale assistée par robot [Vitrani et al., 2016] pouvait être amélioré grâce à l'utilisation d'un robot à poignet libre.