



HAL
open science

Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions percutanées

Laurent Barbé

► **To cite this version:**

Laurent Barbé. Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions percutanées. Automatique / Robotique. Université Louis Pasteur - Strasbourg I, 2007. Français. NNT : . tel-00273534

HAL Id: tel-00273534

<https://theses.hal.science/tel-00273534>

Submitted on 15 Apr 2008

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.

N° d'ordre : 5389

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information
et de l'Ingénieur

THESE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Louis Pasteur - Strasbourg I
Discipline : Sciences pour l'ingénieur
(Spécialité : Robotique)

par

Laurent Barbé

**Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions
percutanées**

Soutenue publiquement le 18 juin 2007

Membres du jury

<i>Directeur de Thèse</i>	:	Michel de Mathelin, Professeur à l'ENSPS, Strasbourg
<i>Co-encadrant</i>	:	Bernard Bayle, Maître de Conférences à l'ENSPS, Strasbourg
<i>Rapporteur Externe</i>	:	Vincent Hayward, Professeur à l'Université McGill, Montréal
<i>Rapporteur Externe</i>	:	Michel Kinnaert, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles
<i>Rapporteur Interne</i>	:	Mohamed Boutayeb, Professeur à l'ULP, Strasbourg
<i>Examineur</i>	:	Alain Micaelli, Directeur de Recherche au CEA, Fontenay-Aux-Roses
<i>Invité</i>	:	Olivier Piccin, Maître de Conférences à l'INSA, Strasbourg

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier la région Alsace et le Centre National de la Recherche Scientifique (C.N.R.S) d'avoir soutenu ces travaux par une bourse de thèse BDI co-financée, me donnant ainsi d'excellentes conditions de travail.

Je remercie chaleureusement tous les membres du jury, à commencer par M. Mohamed Boutayeb pour avoir accepté de présider le jury, et d'avoir pris le temps de lire mon mémoire tout en ayant un regard critique sur les aspects d'Automatique de mon sujet. Je remercie messieurs Vincent Hayward et Michel Kinneart pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux ainsi que les remarques très intéressantes soulevées au cours de ma soutenance et lors de la démonstration. Je remercie aussi monsieur Alain Micaelli, d'avoir accepté de faire parti de ce jury et d'avoir pris le temps de porter un oeil critique sur ce travail, dans un domaine qu'il connaît fort bien.

Je voudrais adresser toute ma reconnaissance à mon directeur de thèse Michel de Mathelin. L'enthousiasme, les connaissances et la passion pour la recherche qui l'anime, et l'intérêt qu'il a porté à mon sujet, m'ont permis d'avancer et tirer le meilleur de moi-même.

Comment parler de ce travail sans évoquer Bernard Bayle, qui depuis mon DEA, m'a toujours soutenu me permettant d'aboutir à ce résultat. Je lui suis très reconnaissant pour ce qu'il m'a apporté au cours de cette thèse. Je tiens aussi à remercier Olivier Piccin, pour sa participation précieuse à ce projet et pour m'avoir inculqué cette rigueur qui me fait tant défaut ...

Je remercie aussi les nombreuses personnes qui ont contribué à ce projet, en particulier Benjamin Maurin qui a débuté le projet. Son travail de thèse m'a grandement facilité la tâche et ce fût un réel plaisir de le côtoyer. Je remercie aussi Jacques Gangloff, car si, aujourd'hui, je sais à peu près programmer c'est grâce à lui. Je tenais aussi à remercier Edouard Laroche qui, à certains moments, a su me guider dans les méandres de l'Automatique. Je voudrais aussi remercier l'IRCAD et tout son personnel pour nous avoir permis de réaliser nos expériences dans les meilleures conditions.

Une thèse, c'est aussi un accomplissement personnel et des rencontres. A ce titre, je voudrais remercier toute l'équipe AVR. Philippe et Florent, avec qui je partage le bureau de l'IRCAD, et qui arrive à me supporter tous les jours. Je voudrais aussi remercier Iulia, Joana, Christophe, Pierre G., Pierre R. et Eric. Une dédicace à Loïc : c'est toujours un plaisir quand tu viens roder dans notre bureau. Et enfin tout les doctorants de l'équipe : Ahmed, Cyrille, Laurent, Vael (je rigole Wael), Norbert, Julien, Chadi, et Mathieu. J'espère encore passer de nombreuses années dans une ambiance aussi sympa

Je voudrais dire un grand merci à toute ma famille : mon frère, ma soeur, et mes parents, qui m'ont toujours soutenu et sans lesquels je ne serais jamais arrivé jusque là.

Je remercie aussi toutes les personnes qui sont venu à ma soutenance : famille, belle famille et tous mes amis de Moselle, de Meurthe-et-moselle et d'Alsace.

Enfin, je terminerai ces remerciements par Delphine. Durant ces années, elle a partagé tous ces instants qui font une thèse. Elle au travers de sa thèse de médecine et au travers de la mienne. Elle a vu l'envers du décor, elle a su me soutenir, m'encourager et me secouer lorsqu'il le fallait. Si aujourd'hui, je peux rédiger ces quelques mots, c'est en parti grâce à elle. Je ne pourrai jamais assez la remercier pour tout ce qu'elle m'a apporté, pour son amour, et ce qu'elle m'apportera encore dans le futur.

J'espère n'avoir oublié personne, et si c'était le cas, je vous fait mes plus plates excuses.

Table des matières

Introduction	1
Partie I Système maître-esclave pour les interventions percutanées	5
Chapitre 1 Procédures percutanées en radiologie interventionnelle	7
1.1 Radiologie interventionnelle	7
1.1.1 Types d'instruments utilisés	8
1.1.2 Modalités d'imagerie en radiologie interventionnelle	9
1.2 Analyse et modélisation de l'insertion d'aiguille	9
1.2.1 Description des tissus	10
1.2.2 Analyse des efforts d'interaction entre les tissus et l'aiguille	11
1.3 Modélisation des interactions	12
1.3.1 Interactions viscoélastiques	12
1.3.2 Interactions lors d'une insertion d'aiguille	14
1.4 Estimation robuste des paramètres du modèle	15
1.4.1 Formulation du problème	15
1.4.2 Algorithme des moindres carrés récursifs robuste	15
1.5 Expériences	18
1.5.1 Dispositif expérimental	18
1.5.2 Expériences viscoélastiques	19
1.5.3 Expériences d'insertions d'aiguille	19
1.6 Conclusion	23
Chapitre 2 Robotisation des interventions percutanées	27
2.1 Interventions percutanées sous imagerie scanner	27
2.2 Assistance robotisée aux interventions percutanées	28
2.2.1 Systèmes robotiques existants	28
2.2.2 Discussion	33
2.3 Télémanipulation dans le domaine médical	34

2.3.1	Vers un système de télémanipulation	34
2.3.2	Nécessité du retour haptique en radiologie interventionnelle	37
2.3.3	Systèmes maître-esclave avec retour d'efforts	37
2.4	Conclusion	42

Chapitre 3 Conception d'un système de télémanipulation pour l'insertion d'aiguille 43

3.1	Description de la procédure	43
3.2	Système esclave d'insertion d'aiguille	44
3.2.1	Système porte-aiguille : première version	45
3.2.2	Système porte-aiguille : deuxième version	50
3.3	Système maître dédié à l'insertion d'aiguille	59
3.3.1	Introduction	59
3.3.2	Discussion	60
3.3.3	Cahier des charges de l'interface dédiée	61
3.3.4	Solution proposée	61
3.3.5	Modélisation de l'interface haptique	62
3.3.6	Prototype	69
3.3.7	Identification du modèle dynamique	70
3.4	Conclusion	76

Partie II Télémanipulation bilatérale en interaction avec un environnement mou et non linéaire 79

Chapitre 4 Commande bilatérale : principes et outils d'analyse 81

4.1	Introduction	81
4.2	Modélisation du système	83
4.2.1	Modélisation du comportement de l'opérateur humain	83
4.2.2	Modélisation de l'environnement	86
4.2.3	Modélisation des manipulateurs maître et esclave	86
4.2.4	Modélisation du réseau de communication	88
4.3	Représentation sous forme de quadripôle	88
4.4	Performance et stabilité en téléopération	89
4.4.1	Stabilité	89
4.4.2	Transparence	91
4.4.3	Antagonisme Transparence/Stabilité	93
4.5	Stratégies de commande bilatérale	93

4.5.1	Structure quatre canaux	93
4.5.2	Structures deux canaux	96
4.6	Conclusion	98
Chapitre 5 Évaluation des structures deux et quatre canaux pour l'insertion d'ail- guille		101
5.1	Dispositif expérimental	101
5.2	Procédure d'analyse des performances	105
5.3	Structure deux canaux : force-position	106
5.3.1	Modélisation, analyse et synthèse des correcteurs	106
5.3.2	Résultats	108
5.4	Structure quatre canaux	116
5.4.1	Modélisation, analyse et synthèse des correcteurs	116
5.4.2	Résultats expérimentaux	118
5.5	Conclusion	125
Chapitre 6 Auto-réglage pour la téléopération avec retour d'efforts		127
6.1	Introduction	127
6.2	Méthode du relais	128
6.2.1	Méthode du premier harmonique	130
6.2.2	Existence des cycles limites	131
6.3	Synthèse du correcteur PID	133
6.3.1	Structure du correcteur	133
6.3.2	Synthèse du correcteur avec spécification de la marge de phase	134
6.4	Résultats expérimentaux	135
6.4.1	Dispositif expérimental	135
6.4.2	Protocole expérimental	136
6.4.3	Résultats avec un utilisateur de référence	137
6.4.4	Évaluation sur plusieurs utilisateurs	138
6.5	Conclusion	140
Chapitre 7 Augmentation de la perception des transitions		143
7.1	Structure force-position adaptée	143
7.2	Détection des transitions	144
7.2.1	Généralités	145
7.2.2	Génération de résidus	145
7.2.3	Mesure de distance	146
7.2.4	Algorithme de détection	149

7.2.5	Résultats expérimentaux	150
7.3	Augmentation de la perception	153
7.3.1	Augmentation de la perception de rupture	154
7.3.2	Découplage maître/esclave	154
7.4	Simulation	154
7.4.1	Principe de la simulation	154
7.4.2	Résultats	155
7.5	Conclusion	155
Conclusion		157
Annexe A Modèle dynamique avec flexibilité de l'interface CT-Master		161
Annexe B Modalité haptique chez l'être humain		165
B.1	Sens tactile	165
B.2	Sens kinesthésique	166
Liste des publications		167

Bibliographie

Introduction

Depuis toujours, la médecine est en constante évolution ayant pour objectif de soulager, d'aider et de guérir les patients. L'avènement des nouvelles technologies de l'information, depuis une vingtaine d'années a encore accentué ce phénomène. Aujourd'hui, les médecins doivent s'adapter et se former à ces nouvelles technologies, car ils y sont confrontés tous les jours. L'imagerie médicale, indispensable à la pratique de la médecine moderne, est le parfait exemple de cette perpétuelle évolution des techniques médicales. Le phénomène est encore plus marqué dans les salles d'opération, où les chirurgiens ont désormais à leur disposition des systèmes d'assistance aux gestes médico-chirurgicaux. Ces outils vont du logiciel de navigation ou de reconstruction 3D aux dispositifs robotiques qui permettent de faciliter la manipulation des outils. Il faut cependant garder à l'esprit que ces technologies auront un avenir durable, uniquement si elles apportent une réelle valeur ajoutée à l'intervention et un véritable bénéfice pour le patient.

Chirurgie mini-invasive

L'innovation technologique a fait naître une nouvelle forme de pratique médicale et chirurgicale, la chirurgie mini-invasive. Dans le domaine de la chirurgie abdominale, cette nouvelle pratique médicale consiste à réaliser les interventions à travers de petits orifices où sont insérés des trocarts par lesquels le praticien introduit les instruments à l'intérieur du patient, comme illustré sur la figure 1. Par rapport à une chirurgie classique, les techniques mini-invasives permettent,

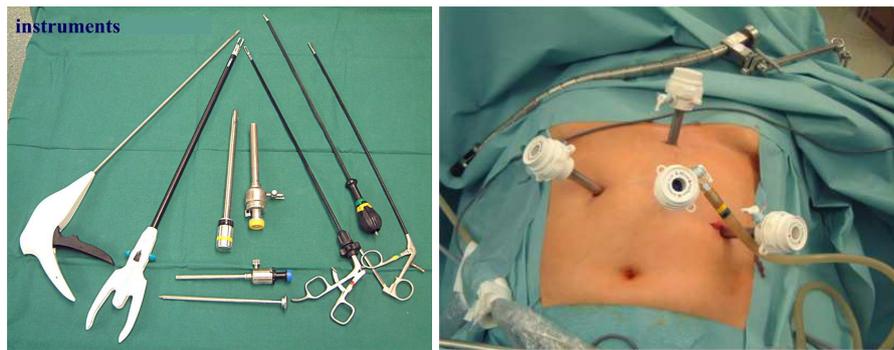


FIG. 1 – A gauche, instruments de laparoscopie et trocarts. A droite, placement des trocarts pour la chirurgie mini-invasive [CDC07].

entre autres, de réduire le traumatisme postopératoire du patient, la durée d'hospitalisation et les complications liées aux infections. Cependant, elles nécessitent de la part du praticien un apprentissage, car ces techniques sont assez différentes des gestes traditionnels de la chirurgie ouverte et sont plus difficiles à mettre en œuvre. Prenons l'exemple de la chirurgie laparoscopique

pique. Le premier inconvénient vient du retour visuel. Contrairement au cas de la chirurgie classique, où le praticien peut voir directement la scène opératoire, en chirurgie laparoscopique le retour visuel se fait par l'intermédiaire d'une caméra endoscopique qui observe l'intérieur du patient. Le champ visuel est alors très réduit et la profondeur de champ aplanie par les écrans. D'autre part, le passage des instruments par le trocart réduit leur degré de liberté, contraignant ainsi les mouvements. Enfin, la perception tactile du contact avec les organes est détériorée.

Radiologie Interventionnelle

Il faut souligner que les techniques mini-invasives ne se limitent pas uniquement à la chirurgie. La radiologie interventionnelle est, au même titre que la chirurgie laparoscopique, une technique médicale mini-invasive. Apparue au début des années 60, avec la première intervention guidée par angiographie [Rösch03], la radiologie interventionnelle a rapidement suscité l'intérêt. A l'aide des images scanner, le radiologue guide les instruments à l'intérieur du patient, par les voies naturelles, s'il utilise des cathéters, ou directement par la peau, s'il utilise des aiguilles comme le montre la figure 2, on parle dans ce cas de procédures percutanées. Outre le fait qu'elles permettent d'atteindre des sites anatomiques jusqu'alors difficilement accessibles, telles que les vertèbres ou les poumons, ces techniques ne nécessitent généralement qu'une petite incision de l'épiderme, et sont donc très peu invasives.



FIG. 2 – A gauche, suivi de l'aiguille au cours d'une intervention par imageur à rayons X. A droite, intervention percutanée de thérapie laser pour la destruction de tumeurs.

Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur et robotique

Les techniques mini-invasives sont destinées à améliorer la prise en charge du patient, d'un point de vue diagnostic, thérapeutique et psychologique. Cependant ces nouvelles pratiques médicales ont engendré leurs propres difficultés : réduction du champ visuel, de la dextérité, de la perception des efforts, etc [Taylor06]. Pour remédier à cela, de nouveaux dispositifs ont été développés et de nouvelles techniques médicales assistées par ordinateur désignées sous le terme de gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) ont vu le jour. Le but des GMCAO est d'améliorer les gestes existants, de manière à accroître leur efficacité et à les rendre plus ergonomiques et plus aisés pour le praticien. Les outils de GMCAO peuvent revêtir différentes formes, allant d'une interface homme-machine, qui permet de fusionner différentes sources d'images, facilitant ainsi l'analyse pré et per-opératoire, à la robotique qui offre de nombreux atouts, pour la réalisation même du geste, en passant par la réalité augmentée,

qui permet de guider le chirurgien à l'intérieur du patient. Généralement, les robots médicaux sont utilisés comme systèmes de guidage, afin d'assurer une exécution correcte du geste planifié, ou la réalisation simultanée de la planification et de l'acte [Coiffet02], ou bien encore de manière téléopérée pour démultiplier les gestes fins et augmenter la dextérité. Historiquement, ces systèmes ont été classés selon le type d'interaction qu'ils impliquent avec l'utilisateur. La première classification, proposée par Lavallée [Lavallee89], différencie les systèmes de guidage actifs, passifs et semi-passifs. Cependant, cette classification ne permet pas d'inclure les systèmes de téléopération. Troccaz [Troccaz98] a donc proposé une nouvelle classification qui inclut :

- les systèmes synergiques : contrairement aux systèmes de guidage semi-actifs conçus pour une tâche spécifique, les systèmes synergiques sont plus génériques et permettent de contraindre le geste du praticien, suivant la planification pré-opératoire ;
- les systèmes de téléopération : ils permettent au médecin d'opérer à distance et sont généralement constitués d'un manipulateur maître, directement contrôlé par le praticien, et d'un manipulateur esclave, placé directement sur le site de l'opération.

Apports de la robotique en radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle, en particulier les interventions percutanées sous scanner à rayons X, introduit des problèmes supplémentaires par rapport à ceux exposés pour la chirurgie laparoscopique. En effet, ces interventions sont réalisées à l'aide d'aiguilles, insérées directement à travers la peau, pour atteindre une région anatomique à l'intérieur du corps du patient, à partir d'images scanner. Le problème majeur de ces interventions est l'exposition prolongée du radiologue aux rayons X. Bien que ce dernier ait à sa disposition des systèmes de navigation optiques ou magnétiques pour guider les instruments, ceux-ci ne peuvent remplacer complètement son bras pour maintenir l'aiguille lors des phases de vérification. Pour certaines interventions, un contrôle continu de la position de l'aiguille est également nécessaire. Or, en pratique, le radiologue est limité dans le nombre d'interventions qu'il peut réaliser par la dose de radiations accumulées. Le dilemme réside alors dans le compromis entre surexposition aux rayons X et précision du geste. De ce point de vue, il existe à l'heure actuelle un certain nombre de systèmes qui répondent au moins partiellement au problème d'exposition, mais aucun n'a pour l'instant complètement résolu ce problème. La plupart de ces dispositifs ne permettent qu'un positionnement de l'aiguille selon une trajectoire. Les systèmes de téléopération sont dans ce cas précis la seule alternative, bien qu'ils soulèvent d'autres problèmes, en particulier celui de la perception des efforts, si importante lors d'une insertion d'aiguille.

Contributions et plan du mémoire

Le travail décrit par la suite est le résultat d'une collaboration entre l'équipe d'Automatique, Vision et Robotique du Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télé-détection (LSIIT), le département de radiologie B des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, le Laboratoire de Génie de la Conception (LGeCo) de l'INSA de Strasbourg et l'Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif (IRCAD). Ce projet a fait l'objet d'un financement de la Région Alsace et du programme ROBEA du CNRS de 2003 à 2006. Les réalisations expérimentales ont pu être financé par le projet IRSIM de la région Alsace. Par ailleurs, cette thèse a été co-financée par la région Alsace et le CNRS au travers d'une Bourse de Docteur Ingénieur de trois ans.

L'objectif de ce travail était de concevoir et commander un système d'insertion d'aiguille à distance pour les interventions percutanées sous scanner, permettant de restituer à l'utilisateur

une image des efforts résultant de l'interaction entre l'aiguille et les tissus. La conception d'un tel système, sûr, compatible avec l'utilisation des rayons X et pouvant être téléopéré, est un problème complexe, qui a nécessité de nombreuses itérations, avant d'aboutir à une solution satisfaisante. Par ailleurs, l'interaction avec des tissus vivants est également un problème récurrent en robotique médicale qu'il a été nécessaire d'aborder pour piloter le système. En effet, lors d'une intervention percutanée, l'aiguille traverse plusieurs types de tissus, ce qui ne facilite pas la caractérisation de l'interaction et rend l'intégration dans un système de téléopération avec retour d'efforts difficile. Pour ces raisons, le mémoire est divisé en deux parties.

La première partie est constituée de trois chapitres (1 à 3), elle concerne plus particulièrement la conception et la réalisation du système de télémanipulation avec retour d'efforts pour les interventions percutanées sous scanner. Dans le premier chapitre, après une rapide description de la radiologie interventionnelle, nous analysons le geste percutané, pour ensuite proposer un modèle de comportement des tissus au contact de l'aiguille, lors d'une insertion. Une méthode d'estimation en ligne des paramètres est développée et mise en œuvre sur un animal vivant sous anesthésie générale. Le second chapitre est consacré à la robotisation du geste d'insertion d'aiguille sous scanner. Tout d'abord, nous présentons les interventions percutanées sous scanner en mettant l'accent sur l'utilisation d'un robot pour venir en aide au radiologue. Puis, à partir de l'étude bibliographique des systèmes d'assistance aux interventions percutanées, nous arrivons au constat que la plupart des systèmes existants ne permettent pas de résoudre complètement le problème d'exposition aux rayons X. Pour cela, nous proposons d'étudier une solution basée sur un système maître-esclave à retour d'efforts, sachant que la perception des efforts est essentielle au succès de l'intervention. Dans le troisième chapitre nous présentons le système maître-esclave. Ce chapitre est d'abord consacré au système d'enfoncement d'aiguille venant s'adapter à une plate-forme robotique de positionnement, préexistante, et qui permet d'enfoncer l'aiguille sans créer d'artefacts dans l'image scanner. Ensuite, ce chapitre présente l'interface maître, à retour d'efforts, dédiée à l'insertion d'aiguille.

La seconde partie est constituée de quatre chapitres (4 à 7), elle concerne la télémanipulation bilatérale et plus particulièrement la commande bilatérale dans le contexte de l'insertion d'aiguille dans un environnement mou et non linéaire. Le quatrième chapitre expose les problématiques liées à la téléopération avec retour d'efforts et les différents outils de modélisation et d'analyse des Télémanipulateur Maître-Esclave (TME). Les structures de commandes bilatérale classiques sont exposées. Dans le cinquième chapitre, nous proposons une évaluation expérimentale, sur un mannequin, de la structure force-position dont le choix est privilégié dans le contexte d'insertion d'aiguille. Nous proposons dans le sixième chapitre une méthode de réglage automatique d'un correcteur en effort côté maître. Cette méthode, élaborée dans le but d'accroître les performances de restitution lors d'une insertion d'aiguille, est validée par des essais sur mannequin avec l'aide d'un panel d'utilisateurs volontaires. La perception des transitions entre les différentes couches de tissus lors d'une insertion est une information précieuse pour le radiologue. Le septième et dernier chapitre de ce mémoire est consacré au développement d'une méthode permettant d'accroître la sensation de rupture lors du passage d'un tissu à l'autre, tout en assurant la sécurité du patient. Des résultats de simulation, à partir de données réelles, sont présentés.

Première partie

**Système maître-esclave pour les
interventions percutanées**

Chapitre 1

Procédures percutanées en radiologie interventionnelle : présentation et modélisation

Les procédures percutanées en radiologie interventionnelle se sont multipliées ces dernières années. En constants progrès, ces techniques nécessitent non seulement tout le savoir faire des médecins spécialistes, mais aussi les dernières innovations technologiques d'imagerie médicale et d'assistance robotique. Après une rapide présentation de la radiologie interventionnelle dans un contexte général, nous proposons d'étudier le geste d'insertion d'aiguille. Pour cela, nous caractérisons le comportement d'un tissu mono-couche au contact d'une aiguille, afin d'établir un modèle simple pouvant être facilement identifié en ligne. Puis nous détaillons la méthode d'estimation en ligne par un algorithme des moindres carrés récurrents. Enfin, les résultats expérimentaux réalisés sur un animal vivant sous anesthésie sont présentés dans le cas d'une insertion directe dans le foie et d'une insertion dans le foie à travers la peau.

1.1 Radiologie interventionnelle

Considérée comme la médecine du 21^{ème} siècle [sir07], la radiologie interventionnelle est une technique médicale en plein essor qui permet au médecin spécialiste de réaliser des interventions diagnostiques et thérapeutiques sous contrôle d'un appareil d'imagerie médicale. Relativement récente, elle constitue aujourd'hui une alternative très intéressante aux techniques dites de chirurgie ouverte car elle permet de réduire le traumatisme post-opératoire, la douleur, la durée d'opération et les problèmes d'asepsie. L'accès au site anatomique est effectué à l'aide d'une aiguille, directement à travers la peau du patient ou par une petite incision de l'épiderme. Généralement, il n'est pas nécessaire de pratiquer une anesthésie générale. Ces interventions sont donc beaucoup moins invasives et lourdes qu'une chirurgie classique. Aujourd'hui, ces techniques se répandent et deviennent de plus en plus précises à l'aide des progrès réalisés dans le domaine de l'imagerie médicale. Les gestes couramment réalisés sont :

- les gestes de diagnostic, qui permettent par exemple de prélever un échantillon de tissu à l'intérieur du patient pour l'analyser ;
- les gestes thérapeutiques, qui permettent de traiter une pathologie sans avoir à ouvrir le patient, comme par exemple la destruction d'une tumeur hépatique par thermo-ablation ou radio-fréquences.

Il existe bien évidemment de nombreuses applications à ce type de techniques [Gangi94].

1.1.1 Types d'instruments utilisés

Il existe une grande diversité d'instruments. Précédemment, nous avons évoqué les aiguilles, mais certaines interventions nécessitent l'utilisation de cathéters, petits tubes flexibles de quelques millimètres de diamètre, qui permettent un accès par voies naturelles (les vaisseaux sanguins par exemple). Bien que ces instruments offrent d'intéressantes perspectives, nous nous focaliserons plus particulièrement sur les instruments de type aiguilles. Celles-ci sont recommandés lorsqu'il s'agit d'effectuer un geste ayant une trajectoire rectiligne, car elles permettent un accès direct aux organes à travers la peau. Les aiguilles utilisées peuvent être de formes et de tailles différentes selon le type d'opération. La figure 1.1 présente quelques instruments couramment utilisés au service de radiologie de l'hôpital Civil de Strasbourg. La taille d'une aiguille est va-

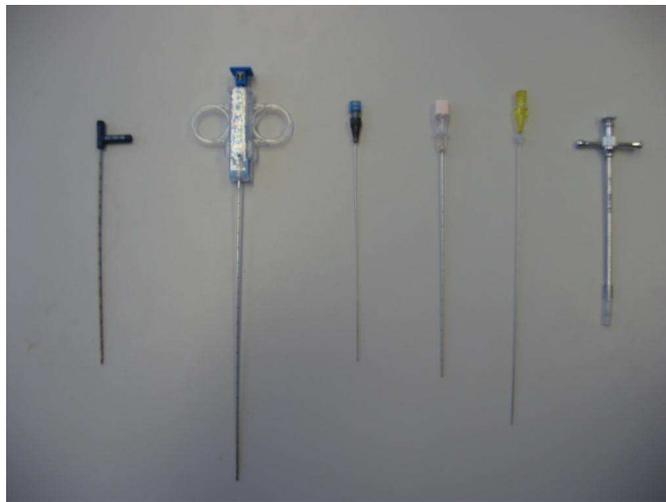


FIG. 1.1 – Aiguilles de radiologie interventionnelle. De gauche à droite : radio-fréquence, pistolet à biopsie, aiguilles de biopsies de 21, 18 et 16 Gauges, aiguille pour vertébroplastie.

riable, selon le type d'opération, et s'exprime en Gauges, dont la correspondance avec les unités du Système International est donnée dans le tableau 1.1. La longueur de ces aiguilles dépend de la profondeur à laquelle est située la cible anatomique. De nombreuses aiguilles sont équipées d'une graduation sur leur corps pour donner une indication d'enfoncement au radiologue. Différentes sortes de pointe d'instruments sont également répertoriées, selon l'application. On citera, entre autres, les aiguilles à pointe conique, à pointe de Franseen (pyramide à base carrée), Chiba (biseau taillé), ou à guillotine (biseau taillé avec une partie supérieure creuse pour laisser pénétrer les tissus et les cisailer afin de les extraire) [Abolhassani07].

Gauges	13	14	15	16	18	20	22
Millimètres	2,32	2,03	1,83	1,58	1,21	0,88	0,73

TAB. 1.1 – Équivalence entre mesures de diamètre en Gauges et en millimètres.

1.1.2 Modalités d'imagerie en radiologie interventionnelle

Pour guider les instruments et analyser les zones internes, les radiologues utilisent différents systèmes d'imagerie médicale qui permettent d'effectuer un repérage précis d'une lésion ou d'un organe. Les systèmes les plus courants sont les suivants :

- l'échographe est un appareil utilisant le principe des ultrasons, qui n'est nocif ni pour le patient, ni pour le médecin. L'image obtenue n'a pas une excellente résolution, mais elle permet de suivre en temps réel l'évolution des outils. Aujourd'hui, les échographes 3D permettent d'obtenir une visualisation en trois dimensions des organes ;
- l'amplificateur de brillance est un appareil qui permet de visualiser en temps réel des images radiologiques sur un moniteur. Les zones du corps à diagnostiquer sont irradiées avec des rayons X afin d'obtenir une image par transparence des tissus et organes, selon leur opacité aux rayons X. L'inconvénient d'un tel système réside dans l'utilisation des rayons X, qui nécessite de la part du corps médical certaines précautions d'utilisation ;
- l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM) est fondée sur la mesure de signaux nucléaires par les noyaux d'hydrogène en réponse à des impulsions de radio-fréquences. Elle permet d'obtenir des coupes tomographiques du corps humain d'une résolution d'environ 0,1 mm, avec un excellent contraste entre les tissus mous de différentes natures. Bien qu'elle n'utilise pas de rayons ionisants, cette technique est très contraignante et nécessite un appareillage adapté aux forts champs magnétiques ;
- la tomodensitométrie à rayons X (scanner à rayons X) permet l'acquisition d'images à l'aide des rayons X. Le scanner révèle les différences relatives de densité des tissus en fonction des variations d'absorption des rayons X, et permet d'obtenir des images ayant une résolution inférieure au millimètre. L'acquisition de telles images ne peut être faite en continu, et suppose que le personnel médical soit autorisé et habilité à travailler à proximité de sources ionisantes.

À l'heure actuelle, la tomodensitométrie à rayons X reste la modalité la plus courante pour la radiologie interventionnelle, en raison de son coût plus faible par rapport à l'IRM, et de sa meilleure qualité d'images par rapport à l'échographie. Les scanners de dernière génération autorisent une acquisition et une reconstruction plus rapides des images, avec d'excellents contrastes et une meilleure résolution. Ils intègrent désormais de nouveaux modes d'acquisitions, tel que le mode fluoroscopique, qui permet de suivre ponctuellement l'évolution des instruments en temps réel. Cependant, cette technique s'accompagne aussi d'inconvénients qu'il est nécessaire de prendre en compte. Parmi ces inconvénients nous retiendrons :

- l'utilisation de sources ionisantes : à long terme l'exposition aux rayons X peut être nocive pour le personnel médical ;
- les artefacts dans l'image, liés aux méthodes de reconstruction et d'acquisition, mais aussi à l'interaction entre les matériaux et les rayons X. En ce qui nous concerne, les artefacts les plus problématiques résultent de l'utilisation de matériaux dans le tunnel du scanner qui peuvent engendrer la diffusion des rayons X et ainsi dégrader la qualité des images.

1.2 Analyse et modélisation de l'insertion d'aiguille

Afin de mieux comprendre et caractériser le geste percutané en radiologie interventionnelle, nous proposons dans la suite de ce chapitre une analyse et une modélisation du comportement des tissus au contact d'une aiguille lors d'une insertion.

1.2.1 Description des tissus

Au cours d'une intervention percutanée, l'aiguille traverse plusieurs tissus avant d'atteindre le site anatomique où doit être pratiqué le diagnostic ou le traitement. Pour analyser et modéliser convenablement les efforts d'interaction au cours d'une telle procédure, il convient de connaître la nature et le type des tissus rencontrés. Prenons l'exemple d'une intervention percutanée pratiquée sur le foie. Pour atteindre une zone de traitement située à l'intérieur du foie, l'aiguille doit traverser successivement la peau, la graisse, les muscles et enfin le foie, dont les propriétés biomécaniques diffèrent. Les organes sont par ailleurs recouverts d'une membrane fibreuse, le fascia, qu'il faut nécessairement percer pour le pénétrer. Revenons brièvement sur les différents types d'organes et de tissus rencontrés :

- la peau est un organe qui recouvre l'ensemble du corps humain, ce qui représente environ 2 m², avec une épaisseur comprise entre 1,5 et 4 mm, pour un poids total de 4 à 5 kg. Frontière naturelle avec l'environnement extérieur, elle protège les tissus et les organes sous-jacents. Elle se compose de trois couches (figure 1.2) :
 - l'épiderme est la couche superficielle très fine ;
 - le derme est situé juste en dessous de l'épiderme ;
 - l'hypoderme est la couche la plus profonde, principalement constituée de tissus adipeux.

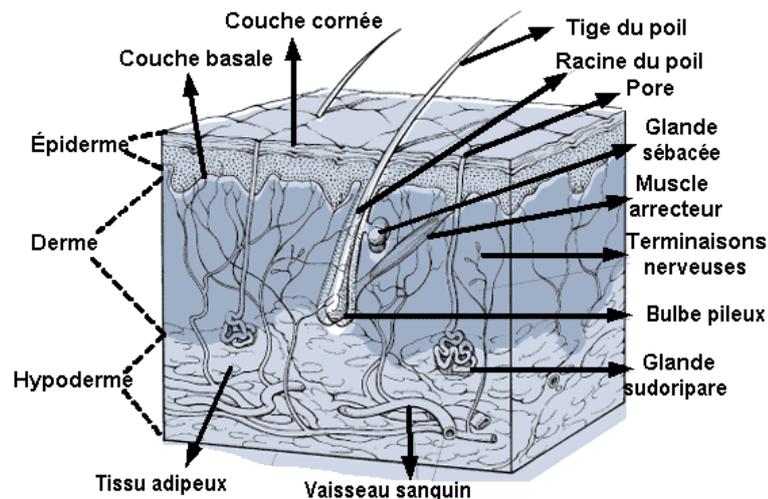


FIG. 1.2 – Structure de la peau.

- les tissus adipeux, ou gras, sont principalement localisés sous la peau et ont un rôle de réserve naturelle calorique et énergétique. La graisse est répartie de manière non uniforme entre les individus et selon la région corporelle ;
- les tissus musculaires peuvent être de trois types : striés, lisses et cardiaques. Ils ont la propriété physiologique de pouvoir se contracter, que l'on appelle contractilité. Un muscle est constitué de fibres musculaires entrelacées, séparées par des lames fibreuses, appelées aponévroses ;
- les fascias sont des membranes fibreuses qui recouvrent ou enveloppent un organe ou une zone anatomique. Elles sont à la fois souples et résistantes, afin de protéger les organes. Les aponévroses sont des fascias particuliers, que l'on retrouve dans les muscles. Lors d'une insertion d'aiguille, les ruptures des fascias sont des indicateurs très précieux pour le radiologue ;

- le foie est un organe essentiel au fonctionnement du corps humain. Situé dans la cavité abdominale, il s'agit de l'organe le plus polyvalent du corps humain, et le plus volumineux de cette cavité. Il se compose de quatre lobes, divisés en huit segments. Souvent considéré comme une structure anatomique homogène, il est entouré par une capsule, appelée capsule de Glisson ;

La diversité des tissus rencontrés lors d'une insertion d'aiguille rend le travail de modélisation de ce geste extrêmement complexe. Il est notamment difficile de déterminer la contribution de chaque organe ou tissu. Ainsi, pour mieux comprendre le comportement des tissus lors d'une insertion d'aiguille, nous proposons un modèle à paramètres variants, que nous allons développer dans les paragraphes suivants.

1.2.2 Analyse des efforts d'interaction entre les tissus et l'aiguille

Afin de mettre en évidence les différentes phases d'une insertion d'aiguille, prenons l'exemple d'une insertion dans un tissu constitué d'une seule couche, recouverte d'une membrane protectrice. L'insertion se divise en trois phases [Simone02], illustrées par la figure 1.3. À l'instant

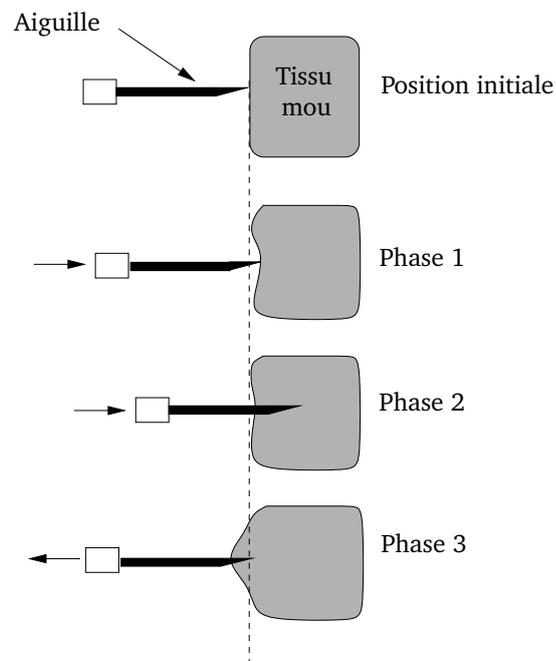


FIG. 1.3 – Insertion d'aiguille dans un tissu mono-couche.

initial, supposons que l'aiguille est sans mouvement et que sa pointe est au contact de la surface du tissu. Afin de simplifier le problème, supposons également que l'aiguille est rigide et ne se déforme pas sous l'effet de l'interaction, ce qui constitue une approximation, notamment dans le cas d'aiguilles de diamètre inférieur à 20 Gauges. Les différentes phases de l'insertion sont les suivantes :

- phase 1 : le praticien déplace l'aiguille. À son contact le tissu se déforme ;
- phase 2 : lorsque l'effort atteint une valeur suffisante, l'aiguille pénètre dans le tissu en cisillant la membrane, puis l'insertion se poursuit jusqu'à la cible située dans le tissu. Au cours de la pénétration, l'adhérence du tissu sur l'aiguille et le cisaillement du tissu sont les principales causes des efforts d'interaction. Une fois que la cible est atteinte, le médecin

arrête le mouvement. C'est alors qu'apparaît un phénomène de relaxation du tissu lié à son élasticité ;

- phase 3 : l'aiguille est extraite du tissu. Au cours de cette phase, on observe non seulement un phénomène de friction et d'élasticité résultant du mouvement de l'aiguille par rapport au tissu, mais aussi un phénomène d'adhérence à faible vitesse, qui se caractérise par un mouvement saccadé de l'aiguille. L'élasticité du tissu fait que la position du point de sortie de l'aiguille est différente de celle du point d'entrée.

La figure 1.4 présente une mesure d'efforts typique dans un tissu mono-couche recouvert d'une membrane protectrice. Nous avons obtenus ces résultats au cours d'une insertion d'aiguille en accès direct dans le foie d'un cochon anesthésié [Maurin04]. Le mouvement d'insertion a été réalisé par un robot industriel à six degrés de liberté, se déplaçant à vitesse constante le long de l'axe de l'aiguille. Nous pouvons retrouver sur la figure 1.4 les différentes phases de l'insertion

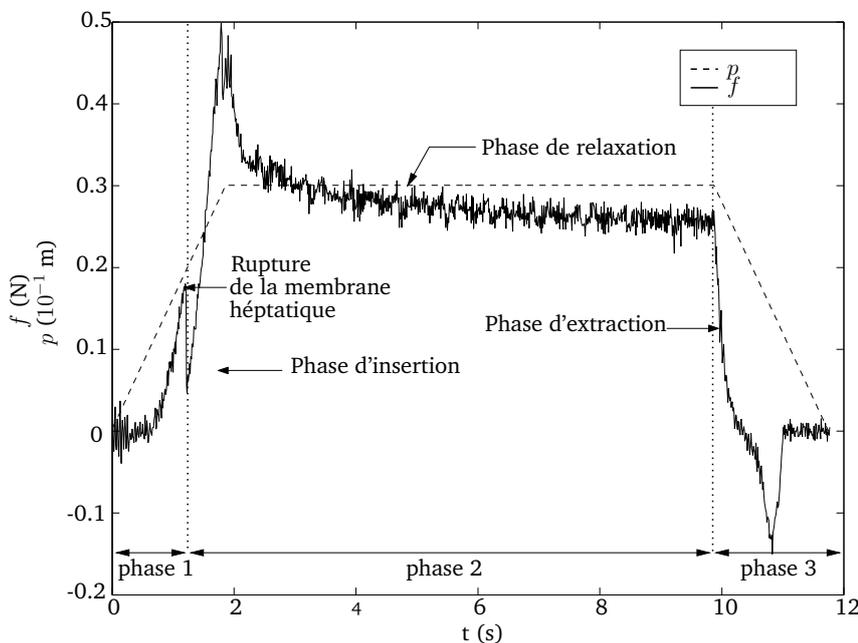


FIG. 1.4 – Profil de l'effort lors d'une insertion d'aiguille robotisée sur le foie d'un cochon vivant anesthésié. En pointillé, le déplacement du robot et en trait plein, la force mesurée selon l'axe de l'aiguille.

évoquées précédemment. Lors de l'insertion, la rupture de la membrane hépatique provoque une discontinuité caractéristique des transitions entre les différentes couches de tissus.

1.3 Modélisation des interactions

1.3.1 Interactions viscoélastiques

Pour de faibles déformations, les tissus vivants ont un comportement viscoélastique [Fung93]. Dans le cas unidimensionnel, il est possible d'établir un modèle de ce comportement en mettant en relation les efforts d'interaction et les déplacements. Dans le cas linéaire, cette relation est souvent schématisée par un assemblage plus ou moins complexe de ressorts et d'amortisseurs

visqueux, dont les paramètres sont constants au cours du temps [Maurel98]. Un ressort représente un élément élastique idéal appliquant une force proportionnelle à la déformation, alors que l'amortisseur applique une force proportionnelle à la vitesse de déformation. En combinant ces éléments, nous obtenons des modèles viscoélastiques linéaires classiques : Maxwell, Kelvin-Voigt (KV) et Zener [Saad03]. Le modèle de Maxwell résulte de l'association en série d'un ressort et d'un amortisseur. Il est plutôt utilisé pour modéliser le comportement viscoélastique des fluides. Le modèle de KV résulte quant à lui de l'association en parallèle d'un ressort et d'un amortisseur. Ce dernier est classiquement utilisé pour décrire le comportement viscoélastique d'un solide. Quant au modèle de Zener, il s'agit d'un raffinement du modèle KV, en ajoutant en série un ressort. Celui-ci est utilisé pour modéliser le comportement d'un solide soumis à des contraintes de type échelon. Étant donné la nature des organes et le type de contraintes, nous nous sommes orienté vers un modèle de KV.

La phase 1 d'une insertion d'aiguille, telle que décrite dans le paragraphe précédent et à la figure 1.3, correspond à une interaction viscoélastique. Les tissus se déforment sous l'action de la pointe de l'aiguille. Ce mouvement est de faible amplitude avant la rupture. Même si la déformation est tridimensionnelle, en pratique on peut caractériser cette première phase de l'insertion par un comportement viscoélastique simple et unidimensionnel. Ceci reste vrai aussi longtemps que l'aiguille ne se déforme pas. Alors, les efforts résultant de l'interaction de la pointe de l'aiguille avec le tissu lors de la première phase peuvent être modélisés par un modèle KV, qui est illustré à la figure 1.5. En notant, K le paramètre de raideur du ressort, et B le paramètre de viscosité de l'amortisseur, la relation entre les efforts et les déplacements s'écrit :

$$f(t) = \begin{cases} Kp(t) + Bv(t), & \text{si } p(t) > 0 \\ 0, & \text{si } p(t) \leq 0 \end{cases} \quad (1.1)$$

où $f(t)$ est la force exercée par l'aiguille sur le tissu, et $p(t)$ et $v(t)$ sont la position et la vitesse du point de contact indiqué par le point A sur la figure 1.5, la position $p(0) = 0$ étant la position initiale de ce point. Un tel modèle, à paramètres constants, ne permet pas de prendre

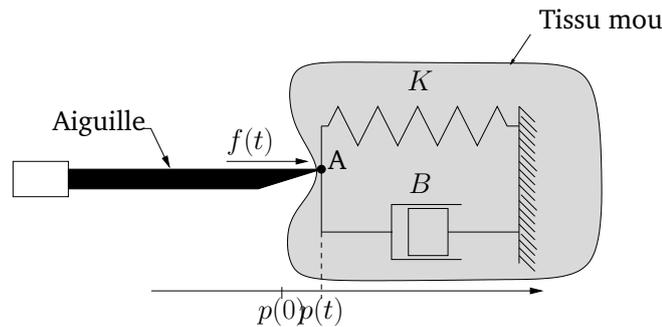


FIG. 1.5 – Modèle de Kelvin-Voigt pour la phase 1 de l'insertion d'une aiguille.

en compte l'inhomogénéité de l'interaction, qui est caractérisée par des non linéarités. Afin de décrire le comportement non linéaire des tissus vivants lors de déformations plus importantes notamment, nous nous sommes intéressé au modèle de Hunt-Crossley (HC) qui prend en compte la profondeur de déformation du tissu [Hunt75]. Avec les mêmes notations, il s'écrit :

$$f(t) = \begin{cases} \mu p(t)^n + \lambda p(t)^n v(t), & \text{si } p(t) > 0 \\ 0, & \text{si } p(t) \leq 0 \end{cases} \quad (1.2)$$

avec μ , λ et n des paramètres constants qui dépendent des propriétés biomécaniques du matériau.

1.3.2 Interactions lors d'une insertion d'aiguille

Après la rupture de la membrane protectrice du tissu, l'interaction ne peut plus être décrite uniquement par un comportement viscoélastique. D'après Simone et Okamura [Simone02], les efforts d'interaction résultant de l'insertion sont la combinaison de trois forces : force de cisaillement qui permet à l'aiguille de pénétrer dans le tissu, force de frottement du tissu sur l'aiguille, et force liée à la raideur des tissus déformés par l'aiguille. Lors de l'extraction, les frottements et l'adhérence du tissu sur l'aiguille sont les principales forces en jeu. La modélisation et l'identification des interactions au cours d'une insertion sont des tâches difficiles. Simone et Okamura [Simone02] proposent un modèle de tissu mono-couche où les trois composantes d'efforts, raideur, cisaillement et frottement, sont distinctes et dépendent de la position de la pointe de l'aiguille par rapport au point d'insertion. L'identification des paramètres biomécaniques est réalisée sur un foie de bovin, les stimuli appliqués sur l'organe étant choisis de manière à mettre en évidence l'une ou l'autre des composantes de l'effort. Les frottements sont ainsi identifiés avec une stimulation sinusoïdale, l'aiguille réalisant des mouvements d'aller-retour dans l'organe comprimé entre deux plaques de verre. Bien que les résultats présentés pour l'insertion d'une aiguille dans le foie du bovin soient plutôt convaincants, la méthode d'identification, ainsi que le modèle, ne sont pas adaptés pour une insertion à travers plusieurs couches de tissus ayant des propriétés biomécaniques différentes. En effet, le protocole établi nécessite une identification des paramètres du modèle pour chaque tissu, puis la connaissance précise de la position de ces tissus par rapport à la pointe de l'aiguille, ce qui l'exclut définitivement d'une utilisation in vivo. D'autres approches ont été envisagées, parmi lesquelles des méthodes basées sur des tests rhéologiques de fluage et relaxation, réalisés par Kobayashi et al. [Kobayashi04], pour caractériser le comportement biomécanique non linéaire d'un foie de porc. De la même manière ces approches ne peuvent être utilisés in vivo.

Yen et al. [Yen96] proposent de modéliser le comportement des tissus lors d'une insertion d'aiguille par un modèle de type KV, à paramètres constants par morceaux. Ce modèle peut donc être utilisé pour décrire le comportement de tissus multi-couches, mais nécessite de connaître la localisation des différentes couches, pour passer d'une valeur des paramètres à une autre. Outre cette difficulté, le modèle proposé ne tient pas compte des inhomogénéités dues à de petites structures anatomiques telles que les vaisseaux sanguins, et nécessite la connaissance a priori des paramètres biomécaniques des tissus rencontrés. Cette approche est néanmoins intéressante, car elle offre un modèle simple et potentiellement identifiable en temps réel, afin de caractériser l'interaction pour n'importe quel individu et à tout instant. En nous inspirant de ces travaux, nous proposons d'utiliser un modèle KV dont les paramètres varient en fonction du temps, de la position et de la vitesse de l'aiguille, c'est-à-dire, d'après l'équation (1.1), tels que :

$$\begin{aligned} K &= K(p, v, t) \\ B &= B(p, v, t) \end{aligned} \tag{1.3}$$

Ce modèle étant une extension du modèle de KV, nous l'appellerons par la suite modèle de Kelvin-Voigt Généralisé (KVG). Il est important de préciser que les paramètres du modèle KVG n'ont pas nécessairement d'interprétation physique au sens strict. Ils englobent en effet à la fois les termes de frottement, de raideur et de cisaillement que nous avons évoqué précédemment. Dans le cas viscoélastique, le modèle de type HC est un cas particulier du modèle KVG pour lequel $K(p, v, t) = \mu p^{n-1}(t)$ et $B(p, v, t) = \lambda p^n(t)$.

1.4 Estimation robuste des paramètres du modèle

Le modèle précédent a été choisi pour être utilisable in vivo, et tenir ainsi compte des différences physiologiques de chaque individu. Nous proposons maintenant d'estimer en ligne les paramètres de ce modèle.

1.4.1 Formulation du problème

Les algorithmes d'estimation récursive sont basés sur un paramétrage linéaire discret du système, qui peut s'écrire sous la forme suivante :

$$y_{k+1} = \varphi_k^T \theta_k^* + w_{k+1} \quad (1.4)$$

où θ_k^* sont les paramètres inconnus à identifier (pouvant varier dans le temps), φ_k est le vecteur régresseur dont les éléments sont des signaux connus (mesurables) à l'instant k , y_k est également un signal connu et w_k est un signal inconnu représentant des perturbations ou du bruit. On supposera dans la suite qu'il s'agit d'une variable aléatoire non observable, assimilée à un bruit blanc centré de variance σ_w^2 . À partir de la paramétrisation du système, si l'on dispose de la valeur estimée $\hat{\theta}_k$ des paramètres inconnus θ_k^* à l'instant k , il est possible de faire une prédiction \hat{y}_{k+1} à l'instant $k+1$ du signal de sortie :

$$\hat{y}_{k+1} = \varphi_k^T \hat{\theta}_k \quad (1.5)$$

L'erreur de prédiction a priori est alors définie à partir de la différence entre la sortie mesurée et la sortie prédite :

$$e_{k+1} = y_{k+1} - \hat{y}_{k+1} = w_{k+1} + \varphi_k^T (\theta_k^* - \hat{\theta}_k) \quad (1.6)$$

Enfin, l'erreur de prédiction a posteriori peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\hat{e}_{k+1} = y_{k+1} - \varphi_k^T \hat{\theta}_{k+1} = w_{k+1} + \varphi_k^T (\theta_k^* - \hat{\theta}_{k+1})$$

Dans le paragraphe suivant, pour établir l'algorithme d'estimation récursif, nous nous placerons dans le cas idéal où le bruit est nul. Puis, nous présenterons une méthode permettant de rendre robuste l'algorithme vis-à-vis du bruit de mesure.

1.4.2 Algorithme des moindres carrés récursifs robuste

L'algorithme des moindres carrés récursifs (MCR) est certainement la technique d'estimation en ligne la plus répandue. Elle est particulièrement intéressante pour des systèmes dont les paramètres varient au cours du temps. Bien qu'il soit classique de l'utiliser lorsque les variations sont lentes, nous verrons qu'il est tout à fait envisageable de l'utiliser aussi quand les variations sont plus rapides, à condition d'accélérer la convergence à l'aide d'une réinitialisation de la matrice de covariance [Goodwin84]. L'estimation par la méthode des moindres carrés consiste à déterminer les paramètres du vecteur $\hat{\theta}_k$ à l'instant k qui minimise la fonction de coût $J(\hat{\theta}_k)$ qui est la somme pondérée des erreurs de prédiction obtenues sur tout l'horizon de mesure. D'après [Mathelin01], la fonction de coût à minimiser est :

$$J(\hat{\theta}_k) = \sum_{i=1}^k \lambda^{k-i} \alpha_{i-1} \left(y_i - \varphi_{i-1}^T \hat{\theta}_k \right)^2 + \lambda^k \left(\hat{\theta}_k - \theta_0 \right)^T F_0^{-1} \left(\hat{\theta}_k - \theta_0 \right) \quad (1.7)$$

où $0 < \lambda \leq 1$ est un facteur d'oubli constant, α_k une fonction de pondération, $F_0 = F_0^T > 0$ une matrice de gain définie positive et $\theta_0 = \hat{\theta}_0$. La pondération des erreurs de prédiction a posteriori par le facteur d'oubli donne progressivement moins de poids aux anciennes mesures, ce qui permet de suivre des variations lentes des paramètres. Le dernier terme de la fonction de coût permet de pénaliser l'écart par rapport à l'estimée initiale des paramètres. Cette fonction étant convexe en $\hat{\theta}$ à chaque instant k , l'estimée des paramètres qui minimise $J(\hat{\theta})$ est obtenue en annulant son gradient, soit :

$$\nabla J(\hat{\theta}_k) = \lambda^k F_0^{-1} (\hat{\theta}_k - \theta_0) - \sum_{i=1}^k \lambda^{k-i} \alpha_{i-1} (y_i - \varphi_{i-1}^T \hat{\theta}_k) \varphi_{i-1} = 0, \forall t \geq 0 \quad (1.8)$$

De cette équation nous pouvons en déduire que l'estimée des paramètres est :

$$\hat{\theta}_k = F_k \left(\lambda^k F_0^{-1} \theta_0 + \sum_{i=1}^k \lambda^{k-i} \alpha_{i-1} y_i \varphi_{i-1} \right) \quad (1.9)$$

avec :

$$F_k = \left(\lambda^k F_0^{-1} + \sum_{i=1}^k \lambda^{k-i} \alpha_{i-1} \varphi_{i-1} \varphi_{i-1}^T \right)^{-1} \quad (1.10)$$

qui est la matrice de covariance, symétrique définie positive. À partir de l'équation (1.10), l'inverse de la matrice de covariance est donnée par l'équation récurrente :

$$F_k^{-1} = \lambda F_{k-1}^{-1} + \alpha_{k-1} \varphi_{k-1} \varphi_{k-1}^T \quad (1.11)$$

Pour obtenir l'expression récurrente de F_k , il est nécessaire de réaliser l'inversion de cette expression en temps réel. Pour éviter cette étape, on constate que F_k^{-1} a une forme particulière qui permet d'utiliser directement le lemme d'inversion matricielle [Mathelin01], et donc l'équation de mise à jour de la matrice F_k est :

$$F_k = \frac{1}{\lambda} (F_{k-1} - \mathbf{K}_{k,\lambda} \varphi_{k-1}^T F_{k-1}) \quad (1.12)$$

avec $\mathbf{K}_{k,\lambda}$ le gain d'adaptation, donné par l'expression suivante :

$$\mathbf{K}_{k,\lambda} = \frac{F_{k-1} \varphi_{k-1}}{\frac{\lambda}{\alpha_{k-1}} + \varphi_{k-1}^T F_{k-1} \varphi_{k-1}} \quad (1.13)$$

Pour la suite, nous choisissons $\alpha_k = (1 + \varphi_k^T \Gamma \varphi_k)^{-1} > 0$, avec $\Gamma \in \mathbb{R}^+$. À partir des équations (1.9) et (1.13), et de l'expression (1.6) de l'erreur de prédiction, l'estimée des paramètres est :

$$\hat{\theta}_k = \hat{\theta}_{k-1} + \mathbf{K}_{k,\lambda} e_k \quad (1.14)$$

En considérant que λ est constant quel que soit l'instant k et que $\alpha_k = 1$, on obtient l'algorithme des moindres carrés récursifs classique avec facteur d'oubli constant. L'implémentation d'un tel algorithme nécessite que certaines précautions soient prises par rapport à la condition d'excitation persistante du vecteur régresseur pour éviter que la matrice F_k diverge [Goodwin84]. Si l'on considère $\lambda = 1$, alors il n'y a plus de problème de divergence de F_k , mais comme nous l'avons déjà dit, l'absence de facteur d'oubli ne permet pas de suivre les variations des paramètres. De

plus, en choisissant $\lambda = 1$, on constate, d'après l'équation (1.10), que F_k peut tendre vers 0 ce qui gèle l'adaptation [Mathelin01].

Différentes modifications de l'algorithme MCR ont été proposées afin d'offrir une solution intermédiaire, qui soit stable et qui permette de suivre les variations des paramètres. L'algorithme des moindres carrés récursifs avec réinitialisation de la matrice de covariance (MCR-RC) est particulièrement bien adapté dans ce cas [Goodwin84]. À partir des équations (1.9) et (1.10) l'algorithme MCR-RC s'écrit :

$$\hat{\theta}_k = \hat{\theta}_{k-1} + \mathbf{K}_{k,1} e_k \quad (1.15)$$

avec :

$$F_k = \begin{cases} F_{k-1} - \mathbf{K}_{k,1} \varphi_{k-1}^T F_{k-1} & \text{si } k \neq k_r \\ F_0 & \text{si } k = k_r \end{cases} \quad (1.16)$$

La réinitialisation de la matrice se fait aux instants k_r où F_k est réinitialisée à la valeur F_0 telle que :

$$F_0 = F_0^T = \beta_0^{-1} \mathbf{I} > \alpha_0^{-1} \mathbf{I} > 0$$

où β_0 est une constante positive. Les instants de réinitialisation k_r sont déterminés à partir des valeurs propres de la matrice F_k de la manière suivante :

$$k_r = \{k | \lambda_{\min}(F_k) \leq \alpha_0^{-1} \leq \lambda_{\max}(F_k)\} \quad (1.17)$$

où $\lambda_{\min}(F_k)$ et $\lambda_{\max}(F_k)$ sont les valeurs propres minimale et maximale de F_k . La réinitialisation correspond donc à détecter l'instant où les valeurs propres de F_k passent sous un certain seuil afin d'éviter que cette matrice ne devienne singulière, comme le démontre de Mathelin dans [Mathelin01]. En pratique, pour éviter de calculer les valeurs propres de F_k , on utilise la trace de l'inverse de cette matrice. En effet, on montre que la condition (1.17) est équivalente à [Mathelin01] :

$$k_r = \{k | x_k = \text{tr}(F_k) \geq \alpha_0\} \quad (1.18)$$

où x_k peut être calculé de manière récursive par :

$$x_k = x_{k-1} + \alpha_{k-1} \varphi_{k-1}^T \varphi_{k-1} \quad (1.19)$$

Comme $x_k > 0 \forall k$, la trace de F_k augmente avec k , si bien qu'aux instants k_r de réinitialisation nous avons $x_{k_r} = \beta_0$. On pourra trouver les propriétés de convergence et de stabilité de cet algorithme dans [Mathelin01].

Afin de rendre l'algorithme plus robuste, nous avons ajouté une zone morte, qui permet d'arrêter l'estimation des paramètres lorsque le signal d'erreur est trop faible vis-à-vis du bruit ou des perturbations. Pour mettre en place cette zone morte il est nécessaire de connaître les fluctuations des perturbations. En pratique, nous avons utilisé une zone morte, notée $\delta(e_k)$, intégrée à l'équation (1.16) en pré-multipliant la matrice F_k par $\delta(e_k)$. Cette zone morte est définie de la manière suivante [Ioannou96, Mathelin01] :

$$\delta(e_k) = \begin{cases} 1, & \text{si } |e_k| \geq 2N_0 \\ \frac{|e_k|}{N_0} - 1, & \text{si } N_0 \leq |e_k| < 2N_0 \\ 0, & \text{si } |e_k| < N_0 \end{cases} \quad (1.20)$$

où N_0 est le seuil à partir duquel l'estimation est suspendue. Par exemple, si l'on souhaite être robuste vis-à-vis du bruit de mesure et que ce dernier est un bruit blanc centré dont la valeur maximale n'excède pas ν_0 , on choisira alors $N_0 > \nu_0$. Ainsi, lorsque $|e_k| < N_0$, on a $F_k = F_{k-1}$.

1.5 Expériences

1.5.1 Dispositif expérimental

Afin d'évaluer les modèles d'interaction lors d'une insertion d'aiguille réaliste, nous avons développé un dispositif expérimental qui permet de réaliser un geste très proche de celui réalisé en conditions réelles. Ce dispositif est constitué d'une interface haptique PHANToM 1.5/6DOF de SensAble Technologies, équipée d'un capteur d'efforts et d'une aiguille de biopsie. Le système de montage de l'aiguille sur l'organe terminal du PHANToM est présenté à la figure 1.6. Le PHANToM est utilisé comme porte-aiguille passif pour mesurer la pose de l'aiguille lors des insertions. En considérant que le modèle géométrique direct du PHANToM est connu parfaitement, alors la précision du système est de $30 \mu\text{m}$. L'organe terminal du bras est équipé d'un capteur d'efforts ATI Nano17 à six degrés de liberté, avec notamment une précision de 0,01 N selon son axe longitudinal. L'acquisition des mesures de positions et d'efforts est cadencée à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz, garantie par le logiciel temps-réel développé à cet effet avec le système d'exploitation Linux RTAI.

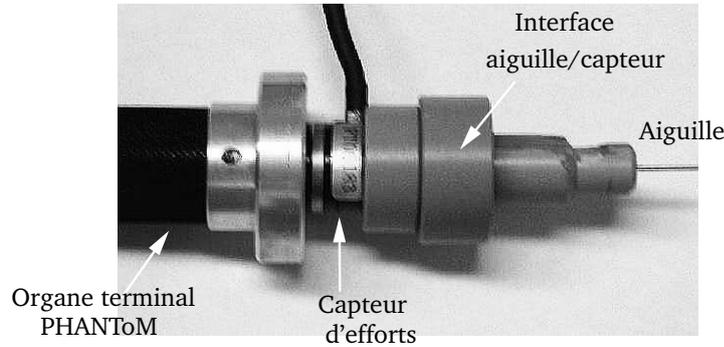


FIG. 1.6 – PHANToM équipé d'une aiguille et d'un capteur d'efforts.

Au cours d'une intervention percutanée, l'aiguille est généralement insérée lentement dans les tissus. L'estimation de la vitesse d'insertion par une dérivée de la position angulaire des moteurs donne alors un signal très perturbé par le bruit de quantification. De manière à réduire l'influence de ce bruit sur l'estimation des paramètres, nous avons utilisé un filtre de Kalman pour estimer la vitesse d'insertion [Belanger92, Janabi-Sharifi00], basé sur le modèle suivant :

$$\begin{aligned} p_{k+1} &= p_k + Tv_k + \frac{T^2}{2}\gamma_k \\ v_{k+1} &= v_k + T\gamma_k \end{aligned} \quad (1.21)$$

où T est la période d'échantillonnage. L'accélération est modélisée par un bruit d'état γ_k , supposé blanc et centré de variance $E\{\gamma_k^2\} = \frac{d}{T^2}$, avec d la précision en position. L'hypothèse sur l'accélération tient au fait que le praticien réalise des mouvements particulièrement lents afin d'éviter d'endommager les tissus.

En choisissant, le vecteur d'état $\mathbf{x}_k = (p_k \ v_k)^T$ et l'équation de mesure $y_k = p_k + w_k$, où w_k est le bruit de mesure, le modèle d'état de l'équation (1.21) peut s'écrire :

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{k+1} &= \mathbf{A}\mathbf{x}_k + \mathbf{G}\gamma_k \\ y_k &= \mathbf{C}\mathbf{x}_k + w_k \end{aligned}$$

avec :

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 1 & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{G} = \begin{pmatrix} \frac{T^2}{2} \\ T \end{pmatrix}, \quad \mathbf{C} = (1 \quad 0)$$

On supposera que le bruit de mesure satisfait l'inégalité $-d \leq w_k \leq d$ et que w_k suit une distribution uniforme centrée avec pour variance $E\{w_k^2\} = \frac{d^2}{3}$ [Janabi-Sharifi00]. L'algorithme du filtre de Kalman utilisé pour estimer l'état s'écrit alors [Simon01] :

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_k &= \mathbf{P}_k \mathbf{C} \left(\frac{d^2}{3} + \mathbf{C}^T \mathbf{P}_k \mathbf{C} \right)^{-1} \\ \hat{\mathbf{x}}_{k+1} &= \mathbf{A} \hat{\mathbf{x}}_k + \mathbf{H}_k (y_k - \mathbf{C} \hat{\mathbf{x}}_k) \\ \mathbf{P}_{k+1} &= \mathbf{A} (\mathbf{I} - \mathbf{H}_k \mathbf{C}^T) \mathbf{P}_k \mathbf{A}^T + \frac{d}{T^2} \mathbf{G} \mathbf{G}^T \end{aligned}$$

où \mathbf{I} est la matrice identité. L'estimation est initialisée avec les valeurs initiales $\mathbf{H}_0 = (0 \quad 0)^T$, $\hat{\mathbf{x}}_0 = (0 \quad 0)^T$ et $\mathbf{P}_0 = \begin{pmatrix} \frac{dT^2}{4} & \frac{dT}{2} \\ \frac{dT}{2} & d \end{pmatrix}$.

1.5.2 Expériences viscoélastiques

Comme nous l'avons expliqué au paragraphe 1.3.1, le comportement des tissus est viscoélastique lors de la première phase de l'insertion (figure 1.3). Afin de vérifier cette hypothèse et de valider les algorithmes d'estimation, nous avons dans un premier temps réalisé des tests sur l'abdomen d'un être humain vivant. Pour cela, nous avons appliqué directement sur la peau le capteur d'efforts monté sur l'organe terminal du PHANTOM, en prenant soin de retirer l'aiguille. En réalisant différentes estimations, sur la base du modèle KV et du modèle HC, nous avons vérifié que le modèle HC permet de mieux décrire le comportement viscoélastique des tissus avec des paramètres constants et stables, en particulier lorsque les déformations sont importantes. Pour réaliser nos expériences nous avons utilisé l'algorithme d'estimation MCR-RC, appliqué au modèle HC, donc avec $\varphi_k = (p_k^n \quad p_k^n v_k)^T$, $\theta_k^* = (\mu_k \quad \lambda_k)^T$, $y_k = f_k$ et $\hat{y}_k = \hat{f}_k$.

Le paramètre n est une constante que nous avons choisi au préalable d'après la littérature. Dans le cas des matériaux viscoélastiques, Diolatti et al.[Diolatti05] propose une méthode d'estimation de ce paramètre qui conduit à des résultats caractéristiques selon le matériau. Pour nos expériences, nous avons retenu la valeur $n = 1,3$, qui est communément admise [Diolatti05]. Le résultat de reconstruction de l'effort d'interaction en fonction de la position de l'aiguille est présenté à la figure 1.7. L'algorithme d'estimation converge rapidement vers le signal de sortie mesuré. La valeur moyenne de l'erreur absolue de reconstruction est de 0,0194 N pour un écart-type de 0,0125 N, très proche de la valeur du bruit de mesure donnée par le constructeur du capteur. D'après la figure 1.8, on constate que les paramètres convergent vers $\mu \simeq 240$ et $\lambda \simeq 1,5$, ce qui montre que la phase 1 de l'insertion est principalement caractérisée par une raideur, tant que les déplacements sont faibles.

1.5.3 Expériences d'insertions d'aiguille

Les expériences d'insertions d'aiguille ont été réalisées in vivo sur des cochons anesthésiés (figure 1.9). Ces animaux sont choisis car leur abdomen est très similaire à celle d'un être humain. Les insertions ont été réalisées :

- soit directement dans le foie, à travers une large ouverture de l'abdomen, pour valider le modèle proposé sur un organe seul ;

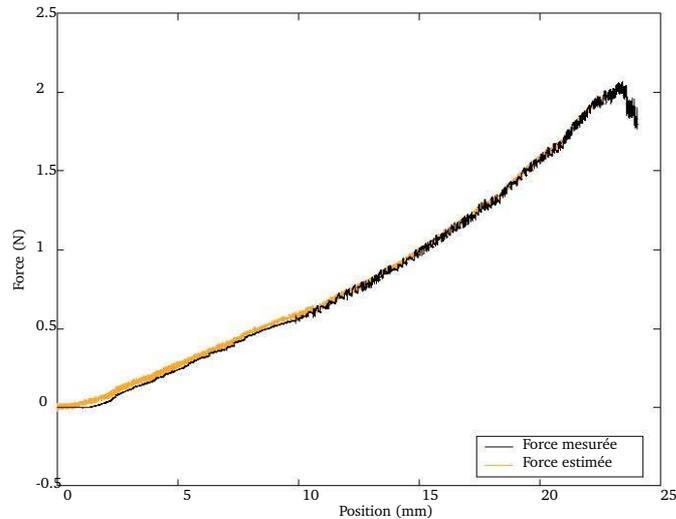


FIG. 1.7 – Reconstruction de l'effort durant une interaction viscoélastique avec des tissus mous, à partir du modèle HC.

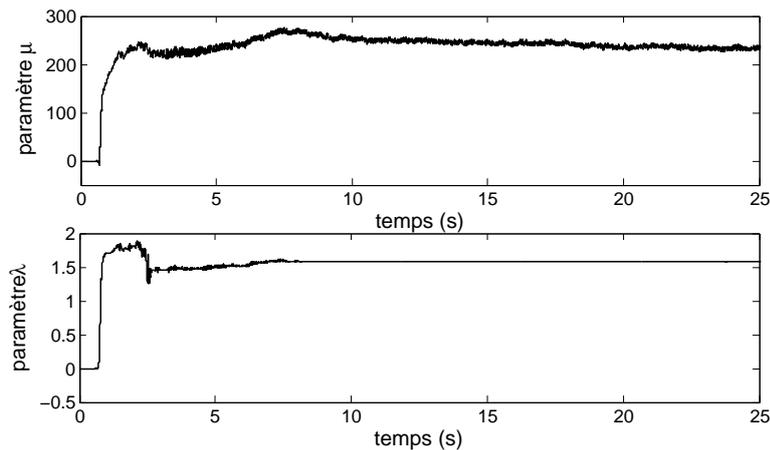


FIG. 1.8 – Paramètres estimés durant une interaction viscoélastique avec des tissus mous, à partir du modèle HC.

- soit à travers une petite incision de l'épiderme (pour chaque insertion une nouvelle incision est réalisée), ce qui correspond à la procédure en radiologie interventionnelle. Ensuite l'insertion traverse le derme, la graisse, les muscles, pour atteindre finalement le foie. Cette insertion permet d'évaluer l'influence des différents tissus et correspond au geste médical, tel qu'il est effectivement pratiqué sur l'homme.

Toutes les insertions d'aiguilles ont été réalisées avec une aiguille de biopsie de 18 Gauges (diamètre de 1,21 mm) de longueur 152,4 mm. Les expériences correspondent à l'estimation du modèle KVG par un algorithme MCR-RC, donc avec les variables suivantes : $\varphi_k = (p_k \ v_k)^T$, $\theta_k^* = (K_k \ B_k)^T$, $y_k = f_k$ et $\hat{y}_k = \hat{f}_k$. Nous avons choisi de présenter, dans chaque cas, le résultat d'une insertion caractéristique, mettant notamment en évidence différentes ruptures de membranes.

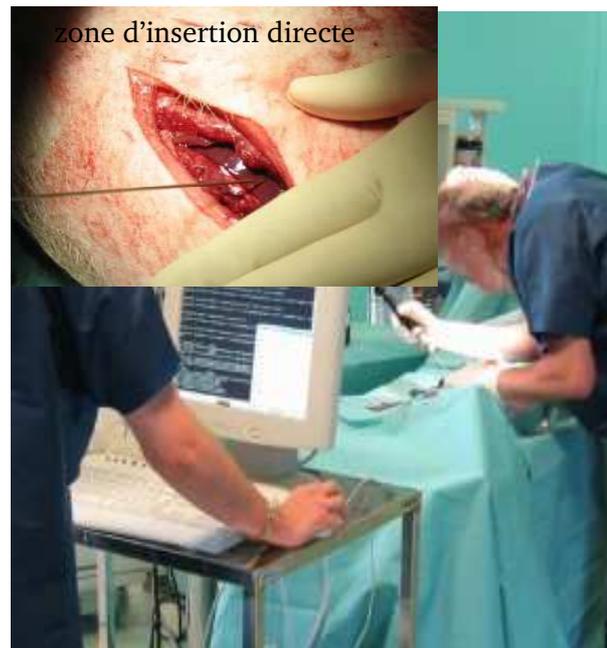


FIG. 1.9 – Procédure d'insertion d'aiguille.

Insertion dans le foie avec accès direct

Les résultats de reconstruction des efforts lors d'une insertion directe dans le foie sont présentés à la figure 1.10. Le premier tracé montre l'effort mesuré et sa reconstruction par l'algorithme d'estimation en ligne. Le second tracé correspond à la valeur absolue de l'erreur de reconstruction. La valeur moyenne de cette erreur absolue est de 0,019 N avec un écart-type de 0,014 N, pour des efforts variant entre 1,45 N et -0,37 N. Là encore, ces valeurs sont relativement proches du bruit de mesure du capteur, ce qui montre l'efficacité de la reconstruction des efforts. Cependant, on constate une augmentation de l'erreur de reconstruction lors des phases de transition, telle que la rupture de la capsule de Glisson observée à l'instant $t = 4,65$ s, l'erreur atteignant alors ponctuellement 0,32 N. Outre la rupture de la capsule hépatique, on observe deux autres pics dans le profil de l'erreur. Un pic apparaît à l'instant $t = 2,46$ s, l'autre à l'instant $t = 5,5$ s. Le premier est assez difficile à expliquer. Il pourrait correspondre à un mouvement du foie sous la contrainte de l'aiguille, ou être dû à des mouvements physiologiques. Le second correspond au début de l'extraction, avec un changement de sens du mouvement de l'aiguille dans le tissu. La figure 1.11 présente l'évolution des paramètres estimés du modèle KVG pour une insertion directe dans le foie. Après une courte période de convergence, les paramètres B et K se stabilisent, puis tous deux évoluent de manière quasi-constante par morceaux. Ces paliers sont délimités par les transitions dans le profil des efforts. Ils sont d'ailleurs plus marqués sur l'évolution du paramètre K que sur celui de B . A l'instant $t = 5,5$ s l'insertion est terminée, les efforts tendent alors rapidement vers zéro, ce qui correspond à la phase de relaxation du tissu. Puis, l'utilisateur débute l'extraction, le changement de signe des efforts étant dû à l'adhérence et à l'élasticité des tissus. Cette phase s'accompagne d'ailleurs d'un changement de signe de K . On constate aussi que le paramètre B converge vers une valeur et n'évolue plus ou quasiment plus. On peut penser que l'algorithme gèle l'évolution du paramètre car l'information contenue dans le régresseur n'est plus suffisante pour estimer ce paramètre. La fin de l'extraction, au delà de $t = 8$ s, n'est pas représentée.

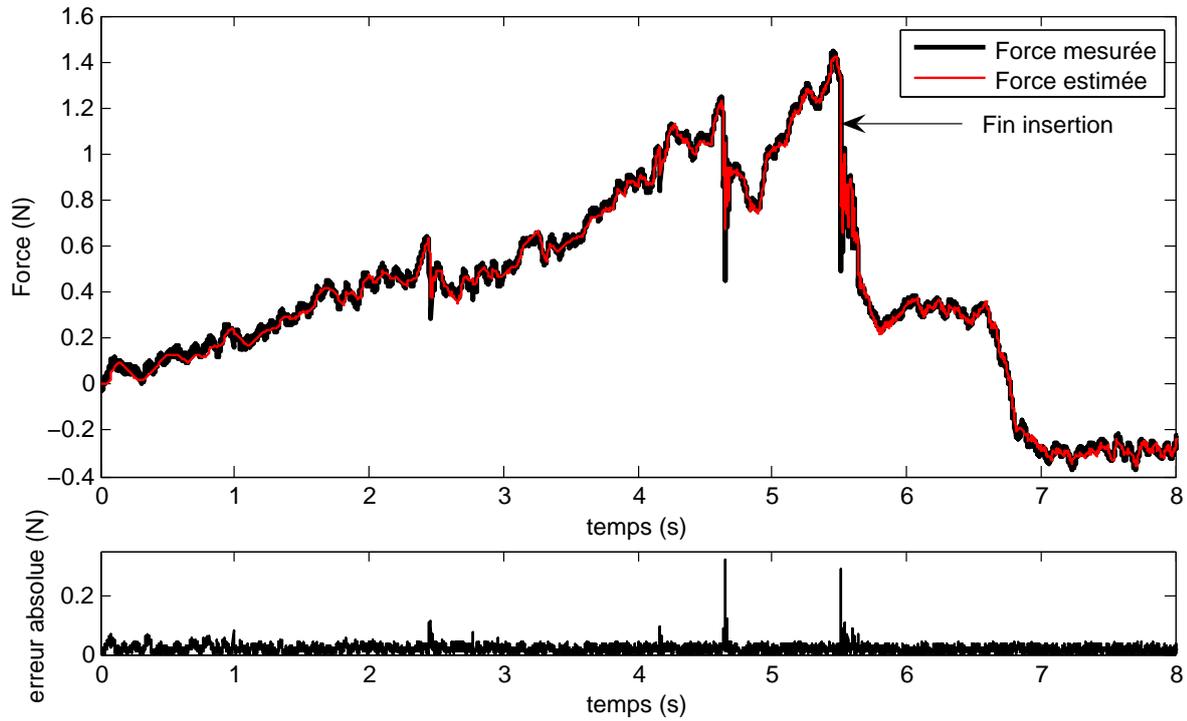


FIG. 1.10 – En haut, comparaison entre les mesures et la reconstruction de l'effort pour l'estimation du modèle KVG. En bas, valeur absolue de l'erreur de reconstruction.

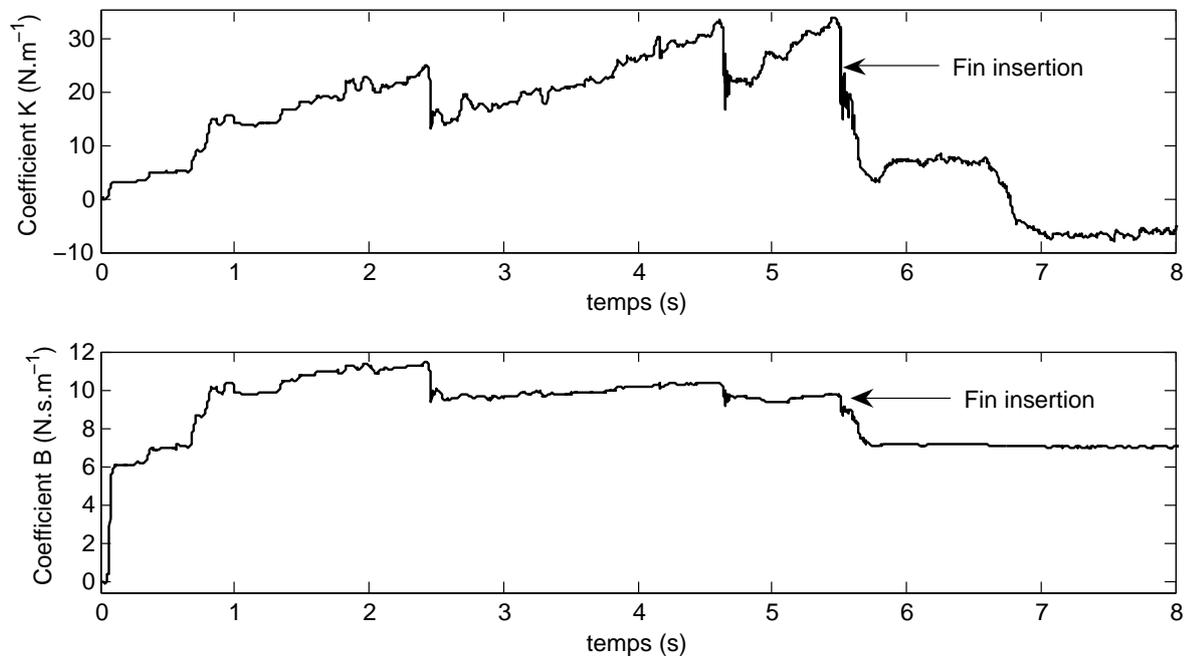


FIG. 1.11 – Évolution des paramètres estimés pour le modèle KVG.

Insertion dans le foie à travers la peau

Les résultats de reconstruction des efforts en conditions mini-invasives sont présentés à la figure 1.12 de manière similaire aux résultats précédents. La valeur moyenne de l'erreur absolue de reconstruction est de 0,032 N pour des efforts variant entre 5,69 N et -2,45 N. Les efforts mesurés au cours de l'insertion à travers la peau sont donc quatre fois plus importants que ceux mesurés lors d'une insertion directe. On peut en conclure que le médecin ressent plus particulièrement les efforts d'interaction avec la peau, la graisse et les muscles. On observe trois discontinuités majeures dans l'évolution de l'effort au cours de l'insertion. Ces discontinuités correspondent aux changements de propriétés biomécaniques des tissus et aux ruptures des fascias. Le changement brutal d'environnement se traduit par l'accroissement ponctuel de l'erreur de reconstruction, par exemple à l'instant $t = 6,9$ s où elle atteint 1,2 N. La figure 1.13 donne l'évolution des paramètres estimés du modèle KVG en fonction du temps. On constate que les paramètres K et B n'évoluent pas de manière continue, les courbes étant ponctuées par des ruptures caractéristiques des tissus perforés. Cependant, après une rapide convergence, le paramètre B reste globalement constant entre deux ruptures, alors que le paramètre K évolue en fonction de l'enfoncement de l'aiguille dans le tissu. Donc, excepté aux instants de ruptures, les valeurs des paramètres estimées sont bornées et fluctuent assez lentement entre deux transitions. Après la fin de l'insertion, que nous avons indiquée sur la figure, le paramètre B reste constant, alors que le paramètre K décroît, jusqu'à devenir négatif lorsque les efforts deviennent négatifs. La fin de l'extraction n'étant pas significative nous avons représenté l'évolution uniquement jusqu'à l'instant $t = 24$ s.

1.6 Conclusion

Ce chapitre a introduit la radiologie interventionnelle et les aspects techniques liés aux interventions percutanées réalisées sous scanner. Puis nous avons analysé le comportement des tissus au contact d'une aiguille lors d'une insertion, pour ensuite proposer un modèle des efforts résultant de cette interaction, dans le cas d'un tissu mono-couche protégé par une membrane. Le modèle ainsi développé est une extension non linéaire du modèle de Kelvin-Voigt, classique pour décrire le comportement d'un solide viscoélastique. Nous avons établi ce modèle dans le but de pouvoir simplement estimer en ligne ces paramètres lors d'une intervention in vivo. L'estimation repose sur un algorithme des moindres carrés récursifs avec réinitialisation de la matrice de covariance, auquel nous avons ajouté une zone morte, de manière à le rendre robuste vis-à-vis du bruit de mesure. Pour tester cette méthode d'estimation et le modèle de comportement, nous avons développé un dispositif de porte-aiguille passif sur la base d'un PHANToM 1.5/6DOF, permettant ainsi de mesurer simultanément les déplacements de l'aiguille et les efforts d'interaction. Enfin, des résultats expérimentaux d'estimation en ligne du modèle proposé sont présentés et analysés. Dans un premier temps, nous avons présenté ces résultats dans le cadre d'une palpation pour vérifier la validité de l'algorithme d'estimation, puis dans le cadre d'une insertion d'aiguille dans le foie d'un cochon vivant sous anesthésie. Nous avons ainsi pu constater que l'algorithme d'estimation permet de reconstruire fidèlement les efforts d'interaction, tout en fournissant une estimation des paramètres du modèle de comportement du tissu. Bien que ces paramètres n'aient pas de sens physique au sens strict, nous avons pu remarquer leur comportement caractéristique. L'analyse plus détaillée de ces paramètres est une perspec-

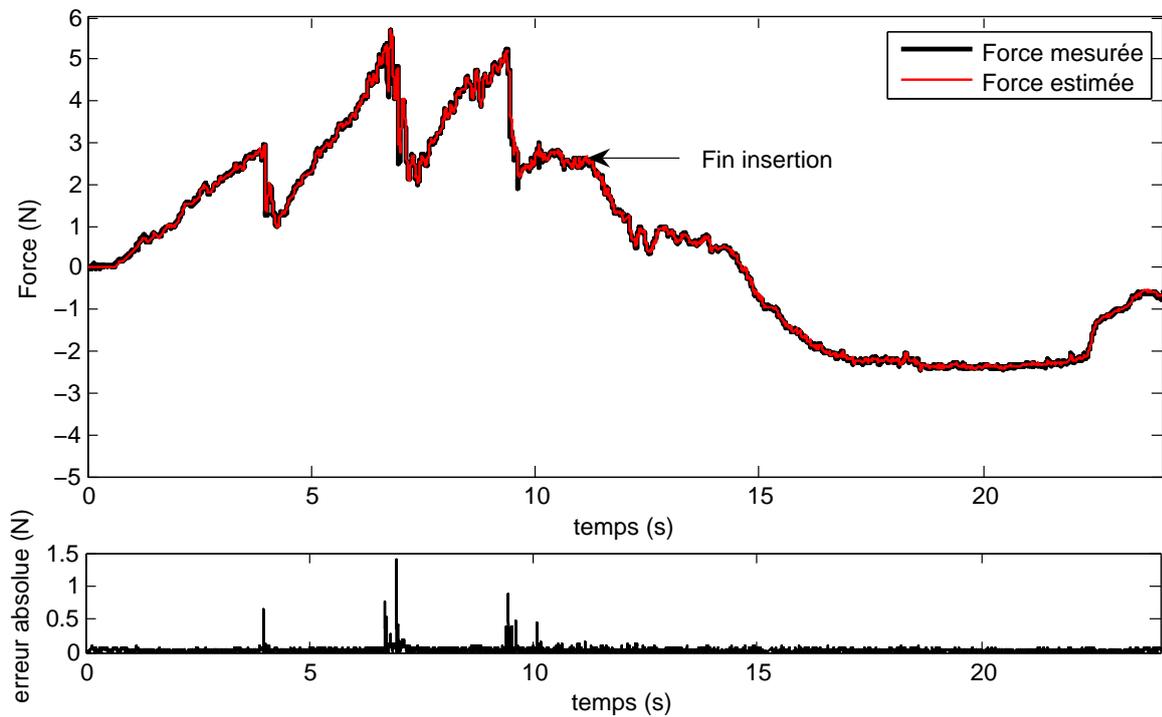


FIG. 1.12 – En haut, comparaison entre les mesures et la reconstruction de l'effort pour un modèle KVG. En bas, valeur absolue de l'erreur de reconstruction.

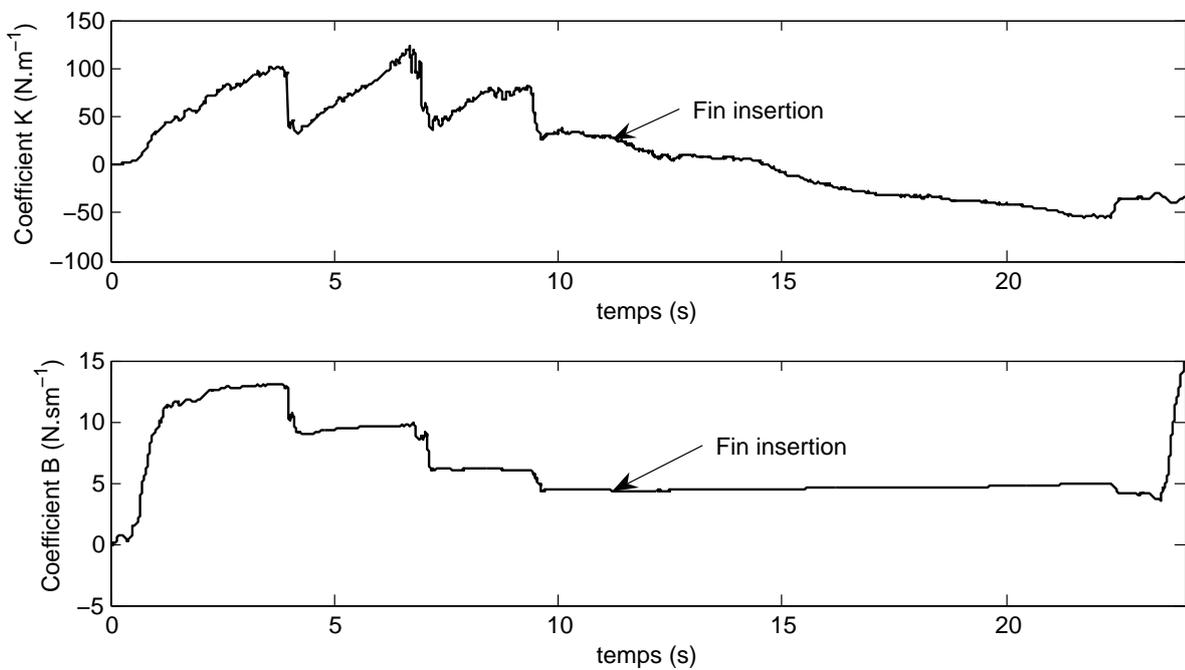


FIG. 1.13 – Évolution des paramètres estimés pour le modèle KVG.

tive à ce travail et, à l'heure actuelle, nous travaillons sur une possible corrélation entre ces paramètres, la position et la vitesse de l'aiguille. Nous verrons dans le chapitre 7 comment nous avons utilisé cette estimation, dans le cadre d'une télémanipulation, pour accroître la perception de rupture, tout en garantissant la sécurité du patient.

Chapitre 2

Robotisation des interventions percutanées

La robotisation d'une intervention percutanée est une tâche difficile, du fait que ce geste est lui-même complexe à réaliser. Bien qu'il soit très largement répandu dans le domaine médical, il nécessite une certaine expérience et une réelle expertise du praticien qui le réalise. Afin de proposer un système d'assistance il convient de définir précisément quels doivent être son rôle et ses objectifs. C'est ce que nous proposons dans la première partie de ce chapitre en revenant sur le protocole d'une telle intervention sous scanner. Puis, au travers de l'état de l'Art, nous mettons en avant les solutions ayant déjà fait l'objet d'une validation et les dispositifs qui nous semblent intéressants. Nous faisons le constat que la plupart de ces dispositifs ne proposent qu'une automatisation partielle de la procédure, alors que le radiologue est fortement exposé aux rayons X pendant toute l'intervention. Nous justifions ainsi l'idée d'un système de télémanipulation pour l'insertion d'aiguille permettant de restituer les efforts d'interaction entre l'aiguille et les tissus.

2.1 Interventions percutanées sous imagerie scanner

Les interventions percutanées sous scanner sont aujourd'hui très répandues, mais elles nécessitent l'utilisation de dispositifs d'imagerie à rayons X, ce qui expose le radiologue à des rayonnements ionisants. Malheureusement, une sur-exposition aux rayons X provoque des dommages irréversibles sur les cellules de l'organisme, qui se manifestent par des brûlures généralement graves (radiomes), ou même des cancers. Depuis la première radiographie médicale réalisée par Röntgen en 1895 [sfr07], jusqu'à l'utilisation en tomodensitométrie avec le scanner à rayons X dans les années 1970, les techniques se sont modernisées et les moyens de protection du personnel médical ont sans cesse évolué. Cependant, le problème d'exposition reste toujours un facteur limitant dans l'utilisation de tels procédés. Le personnel en contact avec des sources ionisantes, telles que les rayons X, doit suivre une formation spécifique, se protéger et être suivi médicalement. Certaines interventions sous scanner amènent le radiologue à s'exposer aux rayons X au même titre que les patients, à la différence que les patients ne sont exposés que quelques fois au cours de toute leur vie. Pendant ces interventions, les radiologues sont donc protégés par des tabliers en plomb, mais l'accumulation de rayonnement devient malgré tout problématique. Pour cette raison, les praticiens sont d'une part suivi médicalement, et d'autre part le nombre d'interventions qu'ils peuvent pratiquer est limité par la dose de radiations accumulées à laquelle ils ont été exposés.

Les interventions percutanées nécessitent une grande précision de positionnement de l'aiguille. Cette phase requiert de la part du radiologue une certaine expérience et plusieurs clichés radiographiques, afin de définir le plus précisément possible le point d'entrée et la trajectoire de l'aiguille, ce qui augmente d'autant l'exposition aux rayons X. Prenons l'exemple de la destruction de tumeur hépatique par radio-fréquences, dont la procédure classique est illustrée à la figure 2.1. Si la trajectoire de l'aiguille n'est pas ajustée correctement pour atteindre la tumeur, le médecin brûle beaucoup plus de tissus sains que si l'aiguille se trouvait précisément au centre de la tumeur. Il existe des travaux permettant de planifier ce geste de manière pré-opératoire, afin d'optimiser la brûlure [Villard04]. Cependant, répéter manuellement la trajectoire, telle qu'elle a été planifiée, est très difficile. Que ce soit pour la protection du praticien ou l'exécution

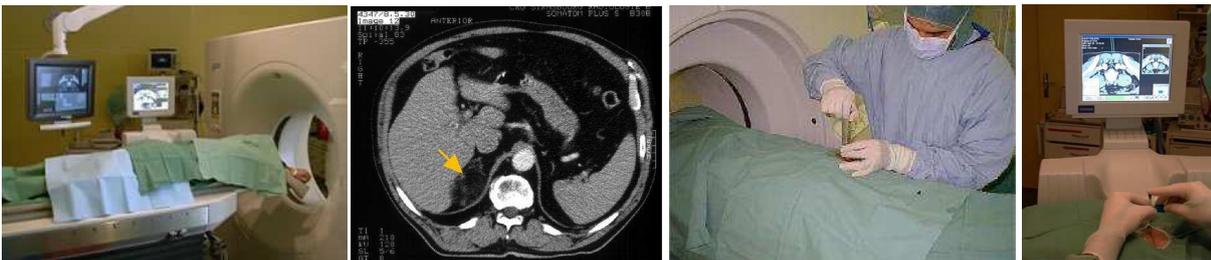


FIG. 2.1 – Procédure classique de radiologie interventionnelle. De gauche à droite, positionnement du patient, repérage de la cible, anesthésie, et intervention guidée par imageur.

de la tâche d'insertion, un système robotique permettrait d'aider et de protéger le radiologue et potentiellement réduire la durée des interventions.

2.2 Assistance robotisée aux interventions percutanées

Étant donné l'impact majeur de la radiologie interventionnelle sur le diagnostic et le traitement de certaines pathologies, notamment les cancers, il est important de trouver des solutions afin d'améliorer les techniques existantes. Que se soit d'un point de vue médical ou ingénierie, différentes équipes travaillent sur des protocoles ou des systèmes permettant de faciliter le travail pré-opératoire et per-opératoire des médecins. Parmi ces travaux, nous nous intéresserons plus particulièrement aux solutions robotiques pour l'assistance aux interventions percutanées. Un robot peut en effet faciliter le positionnement et l'orientation de l'aiguille, d'un point de vue ergonomique, mais aussi permettre d'améliorer la précision du geste ou fournir une solution pour se protéger des rayonnements, à travers un système de télémanipulation. Les technologies d'actionneurs et de capteurs, ainsi que les matériaux actuels permettent de réaliser de tels robots, compatibles avec tous les types d'imagerie médicale : scanner, IRM, échographe. Nous avons répertorié ici les systèmes les plus connus et couramment cités dans la littérature. La plupart de ces systèmes sont présentés en détail dans l'état de l'Art de Cleary [Cleary06].

2.2.1 Systèmes robotiques existants

Il existe aujourd'hui de nombreux systèmes dédiés à la radiologie interventionnelle. Pourtant très peu ont donné des résultats satisfaisants d'un point de vue clinique. Dans l'état de l'Art qui suit, nous précisons, lorsque c'est possible, l'état actuel du projet et si des essais cliniques ont été réalisés.

Le système PAKY, pour Percutaneous Access of the KidneY, est très certainement le système d'assistance aux gestes percutanés le plus connu à l'heure actuelle [Stoianovici97]. Il a été développé à l'université de Johns Hopkins, à Baltimore, aux États-Unis, dans le but de réaliser des interventions percutanées sur le rein. Pour réaliser des interventions sous scanner, le PAKY est entièrement réalisé en matériaux compatibles avec les rayons X. Il s'agit d'un outil qui permet de guider et de contrôler l'enfoncement d'une aiguille sous scanner, en venant s'adapter sur un bras de positionnement comme le montre la figure 2.2. L'enfoncement d'aiguille est réalisé par

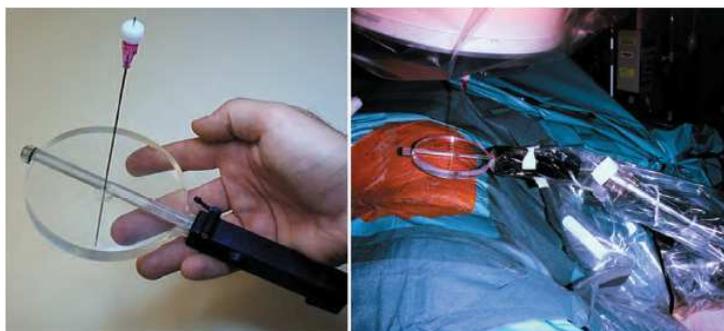


FIG. 2.2 – Système d'enfoncement d'aiguille PAKY de l'université Johns Hopkins et son utilisation clinique avec un bras passif.

un système à friction [Stoianovici97]. L'aiguille est saisie entre deux rouleaux, actionnés par un moteur à courant continu commandé en vitesse, de façon à permettre de générer la translation à travers un guide en plastique translucide aux rayons X. Le positionnement du PAKY dans l'imageur est réalisé par un bras qui peut être passif, comme illustré à la figure 2.2, ou actif, à l'image du robot RCM (Remote Center of Motion) représenté à la figure 2.3(à gauche) [Stoianovici98]. Dans tous les cas, il se monte sur la table d'opération. Ainsi, l'orientation et la position de l'axe de l'aiguille sont déterminés dans l'espace cartésien par le bras, puis l'enfoncement est effectué par le système PAKY. En 2003, Stoianovici et al. ont proposé le système AcuBot, présenté à la figure

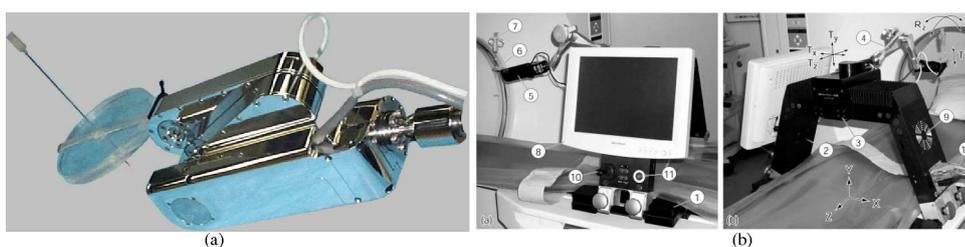


FIG. 2.3 – Système d'enfoncement d'aiguille PAKY monté sur le bras manipulateur RCM (à gauche) et le système AcuBot (à droite), tous deux de l'université Johns Hopkins.

2.3(à droite), qui est une version modifiée du RCM-PAKY destinée aux interventions percutanées téléopérées sous scanner [Stoianovici03]. Le système d'enfoncement d'aiguille est constitué du PAKY monté sur un bras, dont le positionnement est assuré par un système cartésien actif fixé sur la table d'opération, directement au dessus du patient. Le médecin pratique l'intervention à distance par l'intermédiaire d'une console maître dotée d'un joystick. Dans sa version originale, l'AcuBot ne permet pas de restituer les efforts d'insertion, car le mécanisme d'enfoncement d'ai-

guille par friction ne permet ni de mesurer les efforts d'insertion, ni de mesurer précisément la position de l'aiguille.

Parmi les systèmes les plus aboutis vient ensuite le Biopsy Robot, développé au laboratoire de robotique du Centre de Recherche ARC à Seibersdorf en Autriche. Là encore, il s'agit d'un système de positionnement et d'orientation d'une aiguille pour des interventions percutanées sous scanner ou échographie. La première version du système, appelée B-Rob I et présentée à la figure 2.4, est un robot à sept degrés de liberté [Kronreif03]. À l'image du système AcuBot, la première partie de la structure est un robot cartésien pour le positionnement grossier de l'aiguille près du point d'entrée. Puis, à l'aide du système porte l'aiguille NPU, pour Needle Positioning Unit, le radiologue affine le positionnement et l'orientation de l'aiguille autour du point d'entrée sur la peau. Une fois l'aiguille positionnée, l'enfoncement est réalisé manuellement. La première ver-

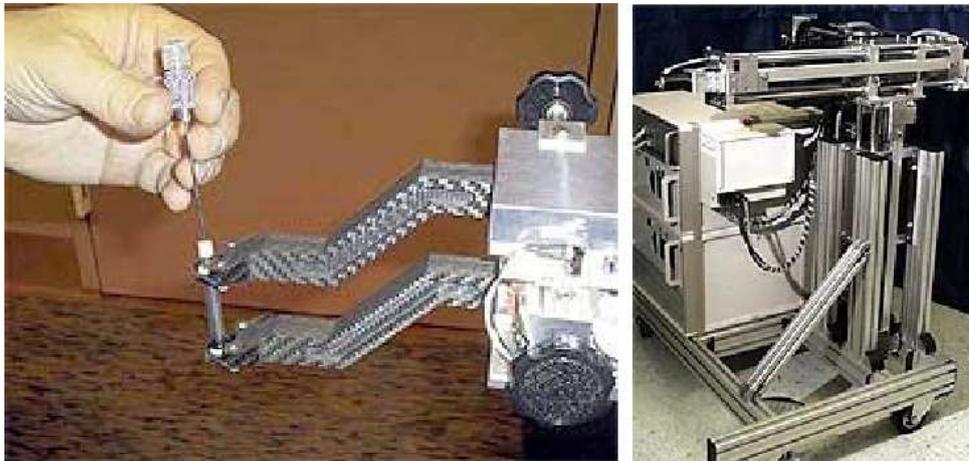


FIG. 2.4 – Système Biopsy Robot version I du centre de recherche ARC. Système NPU à gauche et système de positionnement dans l'espace à droite.

sion du système a permis de valider l'approche et le mécanisme de positionnement. Sur la base du prototype B-Rob I, une seconde version du robot a vu le jour, appelée B-Rob II [Kronreif06]. Celle-ci, présentée à la figure 2.5, a été réalisée dans l'objectif d'une évaluation clinique, bien qu'à ce jour seuls des essais *in vitro* aient permis de valider la précision du positionnement de l'aiguille [Kettenbach05].

L'UMI, pour Ultrasound-guided Motion-adaptive Instrument, de l'université de Tokyo, au Japon, est un système destiné aux interventions percutanées sous échographe. Celui-ci permet d'asservir en temps réel la position et l'orientation de l'aiguille à partir des images échographiques [Hong04]. Le système, présenté à la figure 2.6, est constitué d'une sonde échographique sur laquelle est fixé un dispositif d'enfoncement d'aiguille à deux degrés de liberté : un pour orienter l'aiguille dans l'image et l'autre pour réaliser l'enfoncement. Le système d'enfoncement est actionné par des galets. La sonde est directement placée sur l'abdomen du patient, de manière à réduire au maximum l'impact des mouvements physiologiques, tels que la respiration et les mouvements spontanés dû à la douleur [Hong04]. Ce robot reste néanmoins maintenu soit par le médecin, soit par un bras passif externe. D'après [Hong04], la qualité des images ne permet pas d'atteindre une précision suffisante pour réaliser des ponctions précises. Pour exemple, en mode automatique, les auteurs annoncent une précision moyenne de 7,49 mm et 3,94 degrés en conditions de laboratoire, ce qui n'est pas acceptable en conditions cliniques.

Récemment, la société allemande Innomedic a mis sur le marché le système Innomotion, qui



FIG. 2.5 – Système Biopsy Robot version II du centre de recherche ARC.



FIG. 2.6 – Système UMI de l'université de Tokyo.

permet le positionnement et le guidage d'aiguille sous scanner et IRM [Melzer99, Melzer03]. Un peu à l'image du AcuBot ou du B-Rob II, ce système est composé d'un bras robotique à 5 degrés de liberté monté sur un portique attaché à la table d'opération et passant au dessus du patient, comme le montre la figure 2.7. L'utilisation d'actionneurs pneumatiques et de capteurs optiques permet une utilisation sous scanner ou IRM indifféremment. En utilisant les images scanner ou IRM, le système permet d'indiquer le point d'entrée sur la peau depuis une référence dans l'image. Ensuite le radiologue effectue l'insertion manuellement. Des expériences ex-vivo sur des reins de cochon ont permis d'une part de valider le fonctionnement du système sous un fort champ magnétique (1,5 T), et d'autre part, d'évaluer la précision du système. Puis des essais in-vivo sur des cochons anesthésiés ont permis de valider la précision et le fonctionnement du système en conditions réelles d'opérations [Cleary06].

Le robot de ponction léger RPL, développé par l'équipe GMCAO du Laboratoire TIMC, à Grenoble, est un système dédié aux interventions guidées par imagerie notamment IRM [Taillant04]. Sa structure est principalement constituée de plastique et ses actionneurs pneumatiques le rendent en effet aussi bien compatible avec le scanner qu'avec l'IRM. Très proche cinématiquement du système TER [Vilchis03], le RPL est un robot à cinq degrés de liberté : quatre destinés



FIG. 2.7 – Système Innomotion de l'entreprise allemande Innomedic.

au positionnement et à l'orientation, et un destiné à l'enfoncement de l'aiguille. Le robot est placé directement sur l'abdomen du patient, et son positionnement est assuré par des sangles motorisées, comme le présente la figure 2.8. L'enfoncement de l'aiguille est réalisé par une pince montée sur un système pneumatique. Bien que le système d'enfoncement ait une course réduite, l'utilisation d'une pince permet d'effectuer des insertions plus profondes par une succession de mouvements de translation en lâchant et reprenant l'aiguille. Le RPL a été validé sur mannequin avec une précision inférieure à 2 mm, et sur animal vivant anesthésié avec une précision inférieure à 1 cm, conformément au cahier des charges cliniques que les concepteurs s'étaient fixé.

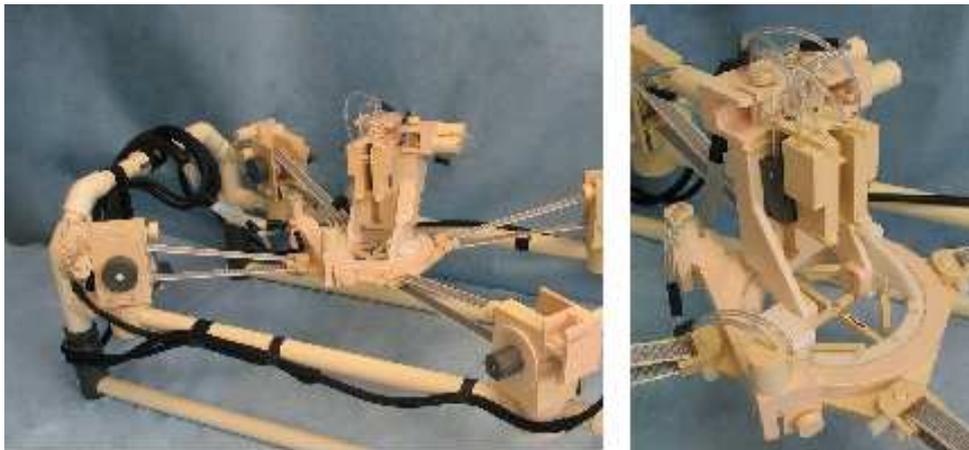


FIG. 2.8 – RPL du laboratoire TIMC de Grenoble.

Récemment l'équipe AVR du LSIIT à Strasbourg a mis au point une plate-forme de positionnement et d'orientation d'aiguille pour les interventions percutanées sous scanner, appelée CT-Bot [Maurin05]. Ce robot, présenté sur la figure 2.9, a une structure parallèle à cinq degrés de liberté qui se monte directement sur le patient par des sangles, réduisant ainsi l'impact de certains mouvements accidentels du patient (quinte de toux par exemple) sur l'enfoncement de l'aiguille. À partir des images scanner, le radiologue définit un point d'entrée et la cible à atteindre, puis le robot se positionne et s'oriente automatiquement. Ensuite le radiologue effectue l'insertion manuellement. Des essais sur mannequin ont permis de valider une précision moyenne de positionnement de la pointe de l'aiguille de 5 mm, ce qui est conforme au cahier des charges du système.

Les nouveaux robots d'assistance à la radiologie interventionnelle s'orientent clairement vers



FIG. 2.9 – CT-Bot du LSIIT de Strasbourg.

l'IRM. À l'image du RPL, le MrBot développé à l'université de Johns Hopkins et présenté à la figure 2.10, permet, entre autres, d'assister les radiologues au cours d'interventions percutanées transpérinéales destinées à la biopsie de la prostate [Muntener06]. Il est constitué de deux systèmes : un système de positionnement et d'orientation à cinq degrés de liberté, et un système d'insertion d'aiguille à quatre degrés de liberté, dont trois sont destinés à l'orientation de l'aiguille et un à l'enfoncement. Un pupitre de commande permet au radiologue de pratiquer l'intervention à distance. À l'heure actuelle, très peu d'informations sont disponibles sur le système MrBot et sur le mécanisme d'insertion d'aiguille. Nous savons cependant que les matériaux et les technologies utilisées pour la réalisation de ce robot sont compatibles avec tous les systèmes d'imagerie médicale. Pour cela, il a été conçu avec des matériaux à base de plastique et des moteurs pas à pas pneumatiques ont été spécialement mis au point [Stoianovici07]. Des marqueurs sur l'organe terminal visibles dans l'image IRM permettent de recalibrer le robot par rapport à l'imageur. Le mode de fonctionnement et les caractéristiques de ce robot, notamment sa précision, n'ont pas encore été publiés. Il est actuellement en cours d'évaluation *in vitro* et *ex vivo*.



FIG. 2.10 – Système MrBot de l'université de Johns Hopkins permettant de réaliser des interventions transpérinéales sous IRM.

2.2.2 Discussion

Parmi tous les systèmes énumérés dans cet état de l'Art, à notre connaissance, excepté le MrBot sur lequel nous avons peu d'informations, seul le système AcuBot permet de pratiquer une insertion d'aiguille à distance, par l'intermédiaire d'un joystick, sans pourtant restituer à l'utilisateur les efforts d'insertion. Bien que les systèmes UMI et RPL présentent des mécanismes d'enfoncement d'aiguille actif, l'insertion est réalisée de manière automatique ou semi-automatique. Les autres systèmes permettent de positionner automatiquement l'aiguille à partir des images, puis l'insertion est pratiquée manuellement par le médecin. Le CT-Bot, le RPL et le UMI sont directement placés sur l'abdomen du patient, les autres systèmes étant fixés à la table d'opération, ce qui pose certains problèmes de sécurité principalement lorsque le patient a des mouvements non contrôlés comme une quinte de toux, ou des réflexes de douleur. De ce que nous savons, tous les systèmes présentés ont été validés en laboratoire sur des mannequins ou des organes *ex vivo*, et sont actuellement en cours de validation *in-vivo* ou ont déjà fait l'objet d'essais *in vivo*. Ces observations sont résumées dans le tableau 2.1.

Système	Origine	Images	Téléop.	Validation	Fixation	Insertion
AcuBot	Johns Hopkins	Scanner	oui	<i>in-vivo</i>	table	friction
B-Rob II	ARC	Scanner	non	<i>in-vivo</i>	table	manuelle
UMI	Tokyo	Échographe	non	<i>in-vivo</i>	patient	friction
Innomotion	Innomedic	Scanner, IRM	non	<i>in-vivo</i>	table	manuelle
RPL	TIMC	Scanner, IRM	non	<i>in-vivo</i>	patient	pneumatique
CT-Bot	EAVR LSIIT	Scanner	non	mannequin	patient	manuelle
MrBot	Johns Hopkins	Scanner, IRM	N.C.	mannequin	table	NC

TAB. 2.1 – Tableau récapitulatif des systèmes robotiques dédiés à la radiologie interventionnelle.

2.3 Télémanipulation dans le domaine médical

2.3.1 Vers un système de télémanipulation

À l'heure actuelle, les systèmes robotiques destinés aux interventions percutanées sous scanner ne permettent pas de protéger le praticien pendant toute la procédure. Il y a plusieurs raisons à cela. La première, certainement la plus délicate, est la mise au point d'un système qui permet d'enfoncer une aiguille tout en étant compatible avec les rayons X du scanner. La seconde vient du fait qu'aujourd'hui, il persiste une certaine réticence à utiliser des systèmes robotiques entièrement autonomes pour réaliser ce type d'interventions, principalement à cause des problèmes de sécurité. La troisième est liée à la complexité même du geste. L'utilisation d'un robot autonome, c'est-à-dire qui ne fait que suivre un plan prédéfini ou des consignes en position provenant d'une console maître, ne permet pas de réaliser certaines tâches complexes qui nécessitent toute l'expérience et la dextérité du médecin [Gangloff05]. Ainsi, développer un système robotique dédié à l'insertion d'aiguille sous scanner entièrement autonome n'est pas envisageable à ce jour. La solution au problème d'exposition est donc de déporter le radiologue dans une salle, à l'abri des rayons X, tout en gardant sa présence dans la chaîne d'action et de décision. Les systèmes de télémanipulation permettent de réaliser ce genre d'interventions. Un robot esclave, installé sur le site distant, réalise l'intervention en suivant les consignes de l'utilisateur, imprimées naturellement par l'intermédiaire d'une interface maître, comme illustré à

la figure 2.11. Outre le fait de pouvoir protéger le radiologue des rayonnements, ces dispositifs offrent bien d'autres avantages, tels que :

- l'ergonomie : l'interface maître peut être conçue de manière à faciliter le placement et la saisie des instruments, ce qui améliore le confort du médecin et augmente ainsi son efficacité ;
- la dextérité : dans certaines situations, la dextérité humaine a ses limites, en particulier lorsqu'il s'agit d'effectuer des tâches très précises. Le fait d'utiliser deux robots connectés par l'intermédiaire d'un système informatique permet de modifier les signaux de commande afin de démultiplier les mouvements pour les rendre plus fins, filtrer les tremblements de la main, modifier la perception des mouvements, etc. ;
- l'interaction homme-machine : des informations supplémentaires sur le patient et l'intervention en cours peuvent être fournies au médecin par l'intermédiaire de la console maître et de l'interface homme-machine.

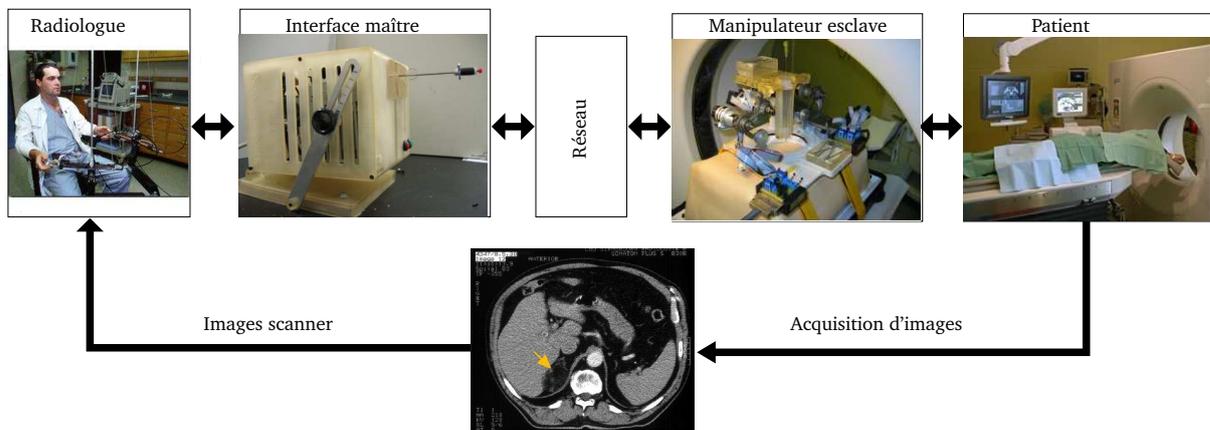


FIG. 2.11 – Schéma de principe de la téléopération pour l'insertion d'aiguille sous imageur scanner.

Les systèmes de télémanipulation sont apparus très tardivement dans le domaine médical [Taylor95]. Le premier système robotique commercialisé pour la chirurgie mini-invasive de l'abdomen fut le robot porte-endoscope AESOP, de la société Computer Motion. Ce robot, approuvé par l'administration sanitaire américaine (FDA) dès 1994, permet de déplacer un endoscope rigide selon quatre degrés de liberté : rotations autour du trocart, enfoncement et rotation propre, uniquement à partir d'instructions vocales simples. Ce mode de téléopération permet alors au chirurgien de se concentrer uniquement sur la manipulation des outils. Bien que l'interface maître soit rudimentaire, ici un micro connecté à un ordinateur, il s'agit d'un système de téléopération permettant de réaliser des mouvements simples. Le succès de l'AESOP fut le véritable point de départ de nombreux systèmes d'assistance aux gestes médicaux. Plus tard, sur la base des travaux réalisés avec l'AESOP, la société Computer Motion a mis sur le marché le système ZEUS, présenté sur la figure 2.12. Il s'agissait du premier véritable télémanipulateur maître-esclave (TME) destiné à la chirurgie mini-invasive pour des interventions de gastro-entérologie, de gynécologie ou de cardiologie [Reichenspurner99]. Ce système était conçu de manière à faire face aux inconvénients majeurs des interventions laparoscopiques : vision bidimensionnelle, nombre de degrés de liberté limité, mauvaise ergonomie. Généralement associé à un système porte-endoscope, il était composé de deux bras porte-outils avec six liaisons dont deux passives permettant de manipuler les outils à travers le trocart, tout en autorisant quatre degrés de liberté pour effectuer

les gestes. Pour déplacer les robots esclaves, le chirurgien disposait d'une console maître, dotée de deux bras et d'un écran retransmettant les images de la caméra endoscopique. Ce système a



FIG. 2.12 – Système maître-esclave Zeus de Computer Motion

été approuvé par la FDA en 2001, et a été utilisé lors d'essais cliniques [Damiano00], avant de disparaître, suite au rachat de son fabricant par la société Intuitive Surgical, créateur du système DaVinci, présenté à la figure 2.13 [Guthart00]. Actuellement, il s'agit du seul système maître-esclave commercialisé destiné aux interventions mini-invasives. Doté de trois bras esclaves, il possède l'avantage par rapport au système ZEUS de disposer d'une gamme plus large d'instruments, en particulier dotés de mobilités supplémentaires illustrées à la figure 2.13. Le chirurgien, assis derrière une console maître équipée d'un écran binoculaire, est immergé dans un environnement 3D reconstruit à partir des images de l'endoscope stéréoscopique. L'interface maître, très ergonomique, permet une prise en main aisée, et bien qu'elle soit dotée d'actionneurs, la restitution des efforts d'interaction entre les outils et les organes n'est pas une fonctionnalité de base du DaVinci [Tavakoli06].



FIG. 2.13 – Système maître-esclave DaVinci de la société Intuitive Surgical à gauche et organe terminal EndoWrist à droite.

Parallèlement au développement de ces systèmes commerciaux, il est à souligner que d'autres systèmes maître-esclave pour la chirurgie mini-invasive ont été développés. Bien qu'il n'ait pas

été commercialisé, le système ARTEMIS, pour Advanced Robotics and TElemanipulator system for Minimally Invasive Surgery, présenté sur la figure 2.14 et développé au département d'ingénierie du Centre de Recherche de Karlsruhe en Allemagne, est très certainement l'un des plus anciens systèmes maître-esclave destinés à la chirurgie mini-invasive. Dès 1996, des essais expérimentaux ont été menés afin de valider le concept du système [Schurr96].

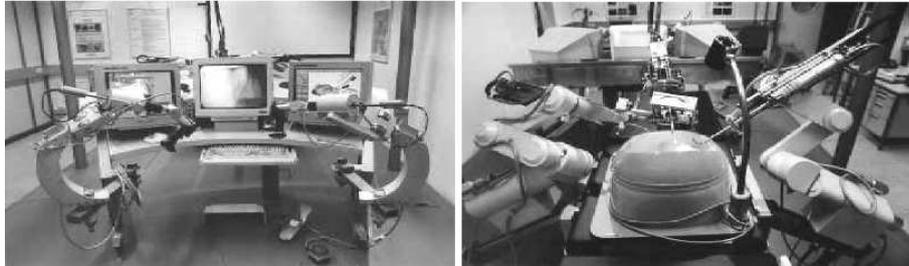


FIG. 2.14 – Système ARTEMIS du Centre de Recherche de Karlsruhe.

Tous ces systèmes ont démontré leur efficacité et leur indéniable utilité pour les interventions mini-invasives, du fait même qu'ils proposent d'augmenter la dextérité du chirurgien, de réaliser des interventions à longue distance ou de fournir une interface homme-machine dédiée. À l'heure actuelle, seul le système daVinci reste utilisé en clinique. Or, bien qu'il offre au praticien de nombreuses fonctionnalités, il ne permet pas de percevoir les efforts que les outils appliquent sur les organes.

2.3.2 Nécessité du retour haptique en radiologie interventionnelle

Dans le cas d'une intervention percutanée, le radiologue a besoin de connaître précisément la position de l'aiguille à l'intérieur du patient. Pour cela, il utilise le retour visuel direct de la scène et, quand il en manifeste le besoin, des vérifications sont effectuées à l'aide du scanner. À partir de ces informations, il peut se créer mentalement une représentation en trois dimensions de la zone d'intérêt où est insérée l'aiguille. Lorsque l'insertion est proche d'organes vitaux, il faut acquérir des images plus souvent, par sécurité, ce qui augmente l'exposition aux rayons X du patient et du radiologue. Pour diminuer l'exposition, le radiologue limite donc au strict minimum le nombre d'acquisitions. Entre deux acquisitions successives, il se fie uniquement à sa perception des efforts d'interaction entre l'aiguille et les tissus, ce qui lui permet de reconnaître les tissus et ainsi de déterminer approximativement la position de l'aiguille par rapport à l'objectif et aux organes vitaux. Pour réaliser des interventions percutanées à l'aide d'un système maître-esclave, il est donc important que le radiologue puisse disposer de ce retour haptique, en plus du retour visuel de la scène et des images scanner [Gerovich04]. De nombreux articles ont étudié l'impact du retour d'efforts sur les GMCAO. Dans le cadre d'interventions robotisées, la perception haptique permet de réduire significativement les dommages causés par les instruments sur les organes, ainsi que la durée d'intervention [Gerovich04]. D'une manière générale, l'intégration du retour d'effort facilite le geste du chirurgien, mais aussi la sécurité du patient. Nous verrons cependant, que l'utilisation du retour d'efforts soulève certains problèmes techniques, ce qui explique qu'à l'heure actuelle, aucun système maître-esclave avec retour d'efforts dédié à la chirurgie robotisée ne soit commercialisé.

2.3.3 Systèmes maître-esclave avec retour d'efforts

Les systèmes que nous présentons ici sont soit en phase de validation, soit en phase de conception avancée. Dans la littérature, de nombreux systèmes maître-esclave à retour d'efforts ont été développés pour des applications de chirurgie laparoscopique. C'est le cas du système RTW, pour Robotic Telesurgical Workstation, développé en collaboration entre le département de chirurgie de l'hôpital de San Francisco, aux États-Unis, et le laboratoire de robotique de l'université de Berkeley. Ce système a vu le jour en 1997 [Çavuşoğlu 99] et a permis d'effectuer ex-vivo des tâches difficiles, notamment de suture. En 2001, la seconde génération du RTW [Çavuşoğlu 03], présentée à la figure 2.15, a permis d'effectuer des expériences in vivo sur des animaux. Le manipulateur esclave est formé de deux bras robotiques porte-instruments. Chacun de ces bras dispose de quatre degrés de liberté qui permettent de positionner un outil en passant par un trocart. À l'extrémité de l'outil est disposé une articulation à deux degrés de libertés avec une pince qui permet d'effectuer l'intervention à l'intérieur du patient [Sastry97]. La console maître, présentée à la figure 2.15, est composée de deux interfaces commerciales PHANTOM 1.5 de Sensable Technologies, à six degrés de liberté, dont seulement trois sont actionnés pour restituer les efforts à l'utilisateur. Un poignet a été ajouté à l'organe terminal des interfaces maître afin d'accroître la dextérité du système et ainsi faciliter la manipulation de l'outil articulé.



FIG. 2.15 – Système maître-esclave RTW de l'université de Berkeley. Vue d'ensemble à gauche, vue de l'esclave à droite.

En chirurgie mini-invasive, le laboratoire de robotique du DLR (Deutsch zentrum für Luft- und Raumfahrt) en Allemagne, a développé un système maître-esclave destiné aux interventions de laparoscopie [Ortmaier02]. Le manipulateur esclave est un bras AESOP 3000, comme pour le Zeus, modifié de façon à pouvoir recevoir différents instruments équipés de capteur d'efforts (figure 2.16) . L'interface maître est un système à retour d'efforts commercial de type PHANTOM.

Parmi les systèmes les plus aboutis, on citera le système maître-esclave de l'université de Tokyo. La console maître est composée de deux bras à sept degrés de liberté, dont les liaisons et les poignets sont des mécanismes parallèles, conçus de manière à découpler les degrés de liberté en translation, en rotation et en saisie [Pitakwatchara06]. Pour faciliter l'utilisation du système et des outils, des pédales ont été ajoutées au système maître, comme le montre la figure

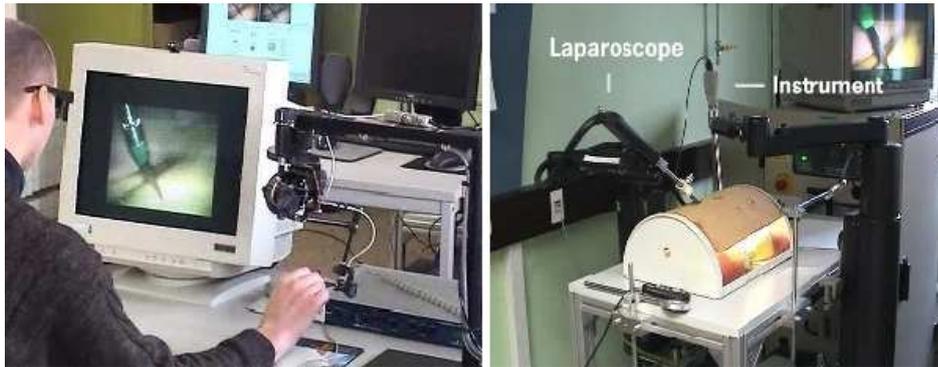


FIG. 2.16 – À gauche la console maître et à droite le manipulateur esclave du système maître-esclave du DLR destiné aux interventions mini-invasives.

2.17, ce qui permet de commander certaines actions, telles que le découplage maître-esclave, l'activation de l'endoscope ou des outils [Mitsubishi03]. Le manipulateur esclave, présenté à la figure 2.17, est composé de trois bras robotiques. Les bras de droite et de gauche sont utilisés pour porter les outils, et le bras central tient la caméra endoscopique. Un des atouts majeurs du système réside par ailleurs dans le système multimédia utilisé côté maître. En effet, outre les images de l'endoscope retransmises à l'utilisateur, des caméras externes donnent l'impression au chirurgien d'être dans la salle d'opération, et un système vocal permet au chirurgien à distance de communiquer avec l'équipe médicale qui se trouve à côté du patient. En 2003, une ablation de la vésicule biliaire a été pratiquée avec succès sur un cochon, validant ainsi le système en conditions in vivo et à grande distance puisque cette opération a été réalisée sur deux sites distants de 540 km, entre Fukuoka au Japon et Séoul en Corée du Sud.



FIG. 2.17 – À gauche la console maître et à droite le manipulateur esclave du télémanipulateur de l'université de Tokyo.

Le système FREG, pour Force Reflecting Endoscopic Grasper (figure 2.18), est un système maître-esclave développé au laboratoire BioRobotics à l'université de l'état de Washington, à Seattle [Rosen99]. Ce système permet de téléopérer une pince endoscopique. Le manipulateur maître, très similaire à la pince réelle, n'est actionné que par un seul moteur. La position angulaire mesurée par un codeur est envoyée vers le manipulateur esclave pour ouvrir ou fermer la

pince. Côté esclave, l'organe terminal est une pince montée sur un support permettant de l'insérer à l'intérieur du patient, soit attachée à un bras robotique, soit portée par un autre médecin. Le FREG permet de restituer les efforts d'interaction entre l'esclave et les tissus, sans aucun dispositif de mesure d'effort, uniquement avec l'erreur de position entre le maître et l'esclave. Des essais *in vivo* ont permis de valider le système et le retour d'efforts [MacFarlane99].

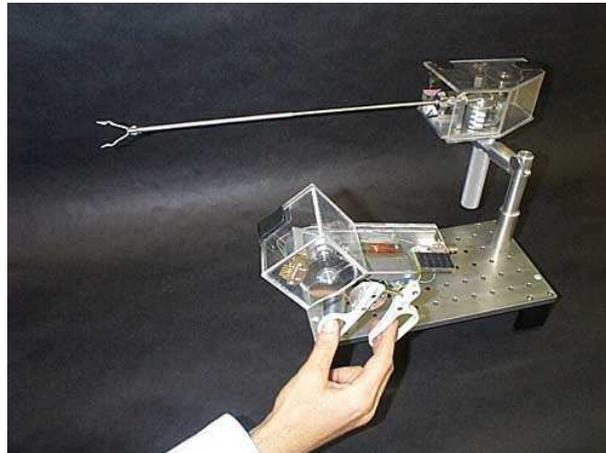


FIG. 2.18 – Système FREG de l'université de l'état de Washington, pour la téléopération avec retour d'efforts d'une pince endoscopique.

Le robot Black Falcon, présenté à la figure 2.19, développé au MIT à Boston, est un système dédié à la chirurgie laparoscopique à distance [Madhani98]. Il s'agit d'un manipulateur esclave à huit degrés de liberté construit sur le principe mécanique du centre de rotation déporté. Le système porte-outil possède quatre degrés de liberté utiles à la manipulation à travers le trocart, auxquels s'ajoutent quatre degrés de liberté de l'outil : trois pour la rotation et un pour l'actionnement de la pince. La transmission des mouvements à l'outil est réalisée par un système de câbles et de poulies. L'utilisateur manipule l'outil par l'intermédiaire d'une interface à retour d'efforts de type PHANToM, dont l'organe terminal a été adapté pour augmenter la dextérité. Bien que le système ne soit pas pourvu de capteurs d'efforts, l'utilisation de moteurs à courant continu commandés en couple permet d'avoir une estimation de l'effort appliqué sur l'organe et de le restituer à l'utilisateur. Des essais de suture ont permis de prouver l'efficacité du système.

Dans le domaine de la micro-chirurgie, la capacité de démultiplication des mouvements d'un TME est un formidable atout. Parmi les systèmes les plus aboutis, le laboratoire Korea Advanced Institute of Science and Technology, à Taejon, en Corée du Sud, a développé un système maître-esclave pour la micro-chirurgie, dont les différentes composantes sont présentées à la figure 2.20 [Kwon98]. La structure du manipulateur esclave, très similaire à celle du RTW, est également composée de deux parties : un robot industriel à six degrés de liberté permet de positionner grossièrement l'outil, et un micro-manipulateur avec une structure parallèle de type plate-forme de Stewart à six degrés de liberté est monté sur l'organe terminal du robot industriel pour affiner le positionnement. L'interface maître dédiée est actionnée, afin de restituer à l'utilisateur les efforts d'interactions entre l'esclave et l'environnement. À notre connaissance, ce système n'a été évalué qu'en conditions de laboratoire.

Le système RAMS pour Robot Assisted MicroSurgery, présenté à la figure 2.21, a été développé au Jet Propulsion Laboratory de la NASA en 1994, pour des interventions chirurgicales nécessitant une grande précision, telles que les interventions ophtalmologiques [Charles97]. Le



FIG. 2.19 – À gauche, le manipulateur esclave Black Falcon du MIT. À droite, l'organe terminal du Black Falcon.

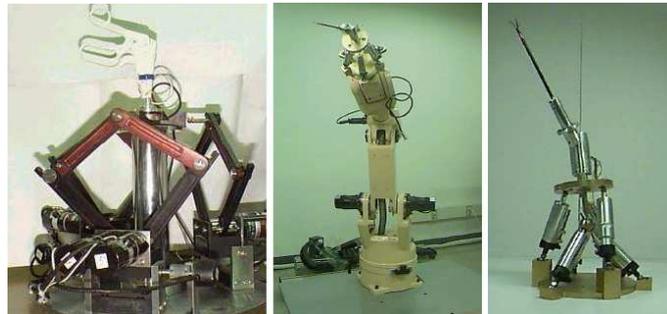


FIG. 2.20 – Système maître-esclave de micro-chirurgie du KAIST. A gauche, le manipulateur maître, au centre, le robot industriel porte-outil et à droite, le manipulateur esclave.

manipulateur esclave est un bras robotique à six degrés de liberté commandé par des muscles artificiels conçus pour avoir une précision de $10\ \mu\text{m}$, tout en gardant un volume de travail relativement grand. Le manipulateur maître est un bras robotique possédant également six degrés de liberté, dont la structure est similaire à celle du manipulateur esclave. Ce système permet de démultiplier et de filtrer les mouvements du chirurgien afin de les rendre plus précis et efficaces. Il permet aussi de restituer à l'utilisateur les efforts d'interaction entre l'esclave et l'environnement. Ce système permis de mettre en avant l'impact du retour d'efforts sur la qualité du geste lors d'une intervention sur les yeux [Das99].

Dans le domaine de l'assistance aux gestes échographiques, il existe de nombreux projets qui visent à développer des systèmes permettant de pratiquer des échographies à distance. Parmi les systèmes les plus connus, le TER pour TéléEchographie Robotisée, développée au Laboratoire TIMC de Grenoble, permet de commander à distance un robot esclave porte échographe placé sur le patient, comme le montre la figure 2.22 [Vilchis03]. La seconde version du manipulateur esclave est une sonde échographique attachée à une structure robotique série à quatre degrés de liberté : trois pour l'orientation de la sonde et un pour le mouvement de translation. Le positionnement de la sonde sur le patient est réalisé par un système de sangle directement fixé sur la table d'opération. Le manipulateur maître est une interface de type PHANTOM Desktop

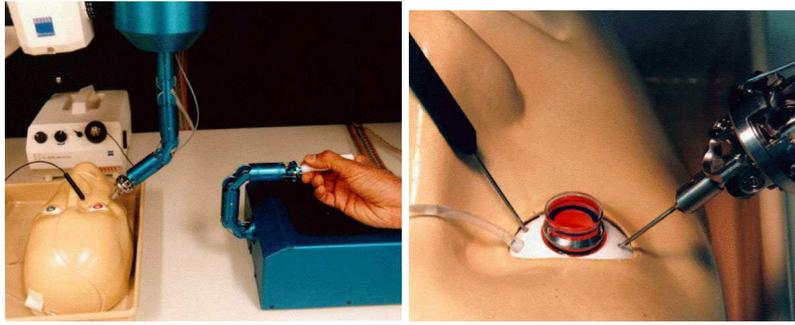


FIG. 2.21 – Système RAMS du JPL. À droite, zoom sur l'instrument du manipulateur esclave.

permettant de restituer les efforts d'interaction entre la sonde échographique et l'abdomen du patient. Des essais réalisés par des médecins sur des patients volontaires ont permis de valider le fonctionnement du système et de tester le mode télé-opération à grande distance [Vilchis03].



FIG. 2.22 – Système de télééchographie à distance TER.

2.4 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'intérêt d'une robotisation des interventions percutanées sous scanner, tout en mettant l'accent sur le fait que le protocole clinique classique n'est pas facile à reproduire entièrement par un robot. L'état de l'Art que nous avons présenté montre qu'il n'existe, à notre connaissance, que le système AcuBot qui permette de réaliser une telle intervention à distance, tout en restant limité dans son mode fonctionnement. Nous avons donc développé l'idée de téléopérer l'insertion d'aiguille tout en restituant les efforts d'interaction. Dans cet objectif, nous avons parcouru la littérature sur les systèmes maître-esclave dans le domaine médical. Il en résulte qu'à l'heure actuelle aucun système maître-esclave avec retour d'efforts n'est commercialisé pour une application médicale. Cependant, nous avons pu constater qu'il existe en laboratoire des systèmes fonctionnels, mais uniquement dans le cadre des interventions mini-invasives en laparoscopie ou en micro-chirurgie, aucun système n'existant pour l'insertion d'aiguille téléopérée avec retour d'efforts.

Chapitre 3

Conception d'un système de télémanipulation pour l'insertion d'aiguille

Au vu du chapitre précédent, il semble clair qu'un système de télémanipulation avec retour d'efforts est la solution au problème d'exposition aux rayons X lors d'interventions percutanées sous scanner. Nous détaillons dans ce chapitre la conception et la réalisation d'un tel système. La première partie du chapitre est consacrée au système esclave permettant de réaliser l'insertion d'aiguille. Il s'agit d'un système porte-aiguille venant se fixer sur la plate-forme du CT-Bot. À ce jour, deux versions du système ont été développées. Nous présenterons les différentes étapes qui nous ont amené vers la solution actuelle. La seconde partie du chapitre porte sur l'interface maître. Il s'agit d'un système à retour d'efforts spécialement conçu dans le but de réaliser des mouvements de translation tels qu'une insertion d'aiguille. Nous présenterons ses différents modèles : géométrique, cinématique et dynamique. Enfin, une étude préliminaire d'identification du modèle dynamique de la structure est proposée. Mais tout d'abord il convient de présenter le protocole clinique pour l'exécution d'interventions percutanées, et de préciser de quelle manière un système robotique peut reproduire ce protocole ou s'y intégrer.

3.1 Description de la procédure

Une intervention percutanée manuelle est réalisée en plusieurs étapes :

1. Planification préopératoire.

Cette première étape est réalisée au cours de l'examen préopératoire du patient. À l'aide des images scanner, le radiologue planifie son intervention. Pour cela, il définit à partir de ces images un point d'entrée qui lui permettra de réaliser la meilleure trajectoire pour atteindre la cible anatomique, tout en évitant les organes vitaux. Cette planification est importante pour le bon déroulement de l'intervention.

2. Positionnement initial de l'aiguille au point d'entrée.

Au début de l'intervention, le radiologue détermine la position du point d'entrée sur la peau du patient en fonction de la planification précédente. Ceci est réalisé soit à l'aide d'un dispositif de localisation optique présent sur certains scanner, par exemple un laser, soit manuellement, en repérant des indices anatomiques par une palpation, et/ou des marqueurs radio-opaques placés sur le patient. Une fois que le point d'entrée est correctement

identifié, un champ stérile est placé autour de la zone où doit être réalisée l'insertion. Ensuite, une anesthésie locale est généralement pratiquée au niveau du point d'entrée cutané et sous-cutané. Les anesthésies générales sont rarement utilisées pour ce type d'intervention. Le radiologue pratique alors une légère incision de l'épiderme au niveau du point d'entrée, afin de faciliter l'insertion de l'aiguille.

3. Réalisation de l'insertion.

Au cours des premiers centimètres de l'insertion, le radiologue doit déterminer l'orientation de l'aiguille. Pour cela, il réalise des clichés de la zone d'insertion pour suivre précisément l'évolution de l'aiguille et corriger son orientation. Lorsque la pointe de l'aiguille est proche d'un organe vital à éviter impérativement, ou à proximité de la zone cible, le radiologue augmente la cadence d'acquisition des clichés et leur résolution. Durant toute la procédure, le radiologue alterne entre prises de vue et insertion à l'aveugle. Lors d'une insertion, il est demandé au patient de respirer de manière assez régulière, ce qui permet de synchroniser l'insertion avec la fin de l'expiration, ou d'accompagner les mouvements physiologiques. Si l'intervention se prolonge dans le temps, le radiologue peut être amené à relâcher l'aiguille, afin qu'elle suive naturellement les mouvements physiologiques, évitant ainsi d'endommager les tissus dans lesquels elle est insérée.

4. Fin de l'intervention.

L'intervention se conclut lorsque le radiologue a atteint la cible et qu'il a pu réaliser le traitement ou le prélèvement. L'aiguille est alors extraite du patient. Durant l'extraction, le radiologue fait pivoter légèrement l'aiguille autour de l'axe d'insertion pour éviter l'adhérence des tissus.

Il n'est pas simple de reproduire un protocole similaire à l'aide d'un robot. Certaines phases vont se trouver simplifiées : c'est le cas du recalage de l'aiguille, qui peut être fait automatiquement. À l'inverse, d'autres points sont plus délicats, comme le suivi des mouvements physiologiques ou le lâcher d'aiguille. La plate-forme CT-Bot, développée au sein de notre équipe par Benjamin Maurin, propose un protocole qui présente une réelle cohérence avec la pratique médicale [Maurin05]. La base du robot est tout d'abord pré-positionnée sur le patient à l'aide des images scanner. Elle est positionnée de façon à ce que le point d'entrée soit environ au centre de la base du robot et que les marqueurs stéréotaxiques placés sur cette même base soient visibles dans les images. Une fois que ce pré-positionnement est réalisé, la base est attachée au patient par des sangles. Un matelas à dépression intercalé sous la base assure une interface correcte entre le robot et le patient. Le robot est alors monté sur la base et positionné automatiquement pour pointer le point d'entrée et la cible qui ont été préalablement définis dans les coupes scanner où ils apparaissent. Cette procédure a été validée expérimentalement au scanner sur un mannequin [Maurin06]. Ensuite, le robot étant alors immobile, l'outil pour téléopérer l'insertion d'aiguille est monté. L'utilisation de deux systèmes distincts, un pour le positionnement et un pour l'insertion, permet de renforcer la sécurité.

3.2 Système esclave d'insertion d'aiguille

En partant du principe que la position et l'orientation de l'aiguille sont obtenues grâce au pré-positionnement du CT-Bot, le problème consiste donc à développer un organe terminal d'insertion d'aiguille venant s'adapter à sa plate-forme. Cet organe terminal, ou porte-aiguille, doit réaliser :

- la translation de l'aiguille selon la trajectoire d'insertion et éventuellement sa rotation propre, pour la dégager ou la courber ;

- la préhension de l'aiguille.

La première contrainte technique est la compatibilité avec les images scanner : le système doit être conçu sans matériaux radio-opaques dans le plan de coupe scanner, pour éviter de générer des artefacts dans l'image. La possibilité de stérilisation du dispositif ainsi que la garantie de la sécurité du patient, sont deux autres contraintes strictes à respecter. Enfin, le système d'insertion d'aiguille doit être compatible avec le retour d'efforts, ce qui est la difficulté technologique principale.

3.2.1 Système porte-aiguille : première version

À notre connaissance, les systèmes d'enfoncement d'aiguille existants utilisent, pour la plupart, une transmission de mouvement par friction. La mesure des efforts d'insertion est alors impossible, car les forces de frottements liées au mécanisme et celles liées à l'interaction avec les tissus ne peuvent être distinguées. Dans le cadre d'une insertion d'aiguille téléopérée avec retour d'efforts, la mesure des efforts d'interaction est souhaitable, voire indispensable afin de les restituer fidèlement à l'utilisateur et ainsi assurer la sécurité du patient. Plutôt qu'un système avec friction, nous avons préféré un dispositif basé sur la translation d'un chariot mobile. L'aiguille est saisie par un dispositif de serrage qui s'apparente à un mandrin monté sur ce chariot [Piccin05]. Étant donné l'espace restreint, ce dispositif permet de réaliser l'insertion en plusieurs étapes décrites dans la suite de ce paragraphe. La vue CAO éclatée (figure 3.1) présente les principaux éléments de la première version du porte-aiguille et leur intégration au CT-Bot :

1. la plate-forme du CT-Bot sur laquelle vient se fixer le porte-aiguille ;
2. l'interface de fixation des capteurs d'efforts ;
3. le mécanisme d'entraînement, qui actionne à la fois la translation du chariot porte-aiguille et le serrage/desserrage des mandrins ;
4. le mécanisme d'insertion, qui permet à la fois le déplacement et la saisie de l'aiguille.

Les conditions de montage des éléments précédents sont les suivantes. L'interface 2 est rigidement liée à 1 par l'intermédiaire de trois capteurs d'efforts. Le mécanisme 3 est lié à 1 par des vis. Enfin, le mécanisme d'insertion 4 peut être monté et démonté du robot par un système d'attache rapide (loquets 5).

Nous allons maintenant détailler le fonctionnement du système élément par élément.

Préhension de l'aiguille

La préhension de l'aiguille est assurée à l'aide de deux mandrins miniatures. Chaque mandrin est composé d'un corps, de trois mors, d'une couronne et d'une bague d'indexation (figure 3.2). La rotation de la couronne par rapport au corps entraîne un déplacement radial des mors, qui viennent serrer ou desserrer l'aiguille, ce qui permet d'adapter simplement le système à différents diamètres d'aiguille.

Mécanisme d'insertion d'aiguille

Le mécanisme d'insertion, présenté à la figure 3.3, est composé d'un carter et d'un chariot mobile en translation par rapport au carter sur lequel est monté un mandrin C_2 . Un second mandrin C_1 est monté sur le carter. Le chariot mobile est entraîné en translation par la rotation de l'arbre 1 par l'intermédiaire d'un écrou solidaire du chariot. Le serrage/desserrage des mandrins C_1 et C_2 est assuré par la rotation des arbres 2 et 3. L'arbre 2 entraîne en rotation un pignon

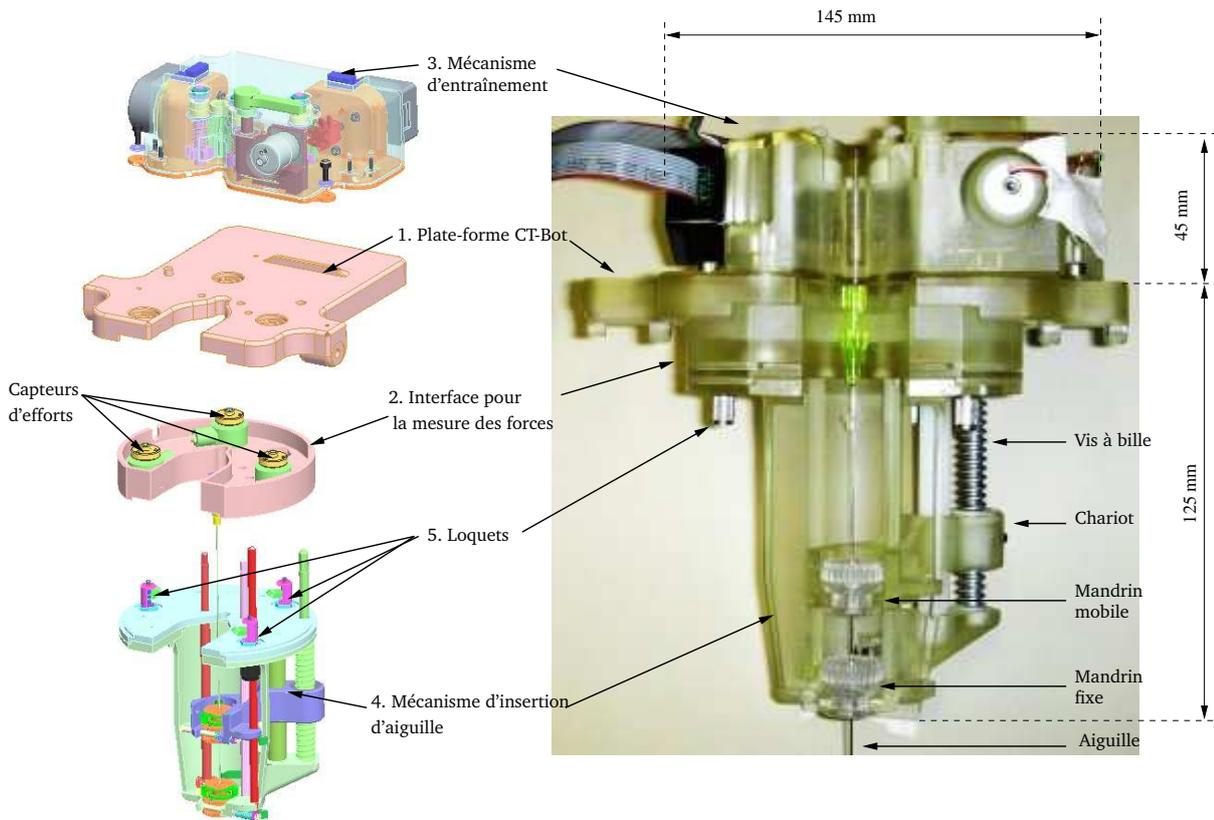


FIG. 3.1 – Vue CAO éclatée et prototype de la première version du système porte-aiguille.

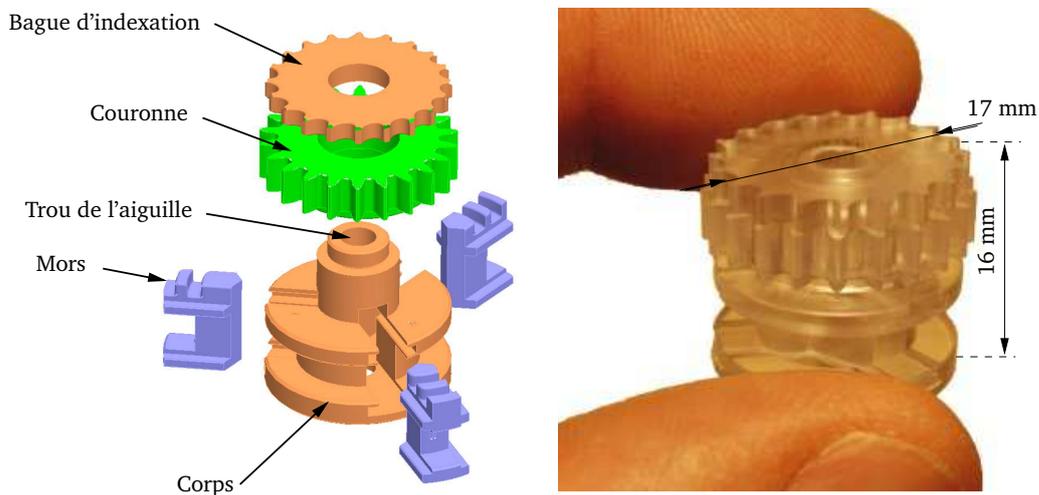


FIG. 3.2 – Vue CAO éclatée et prototype de mandrin à trois mors.

libre qui se déplace en translation suivant l'axe de l'arbre 2. Le serrage/desserrage du mandrin C_2 est assuré par l'engrènement de ce pignon avec la couronne du mandrin C_2 . À l'extrémité de l'arbre 3 se trouve un pignon qui engrène avec la couronne du mandrin C_1 . Les mandrins C_2 et

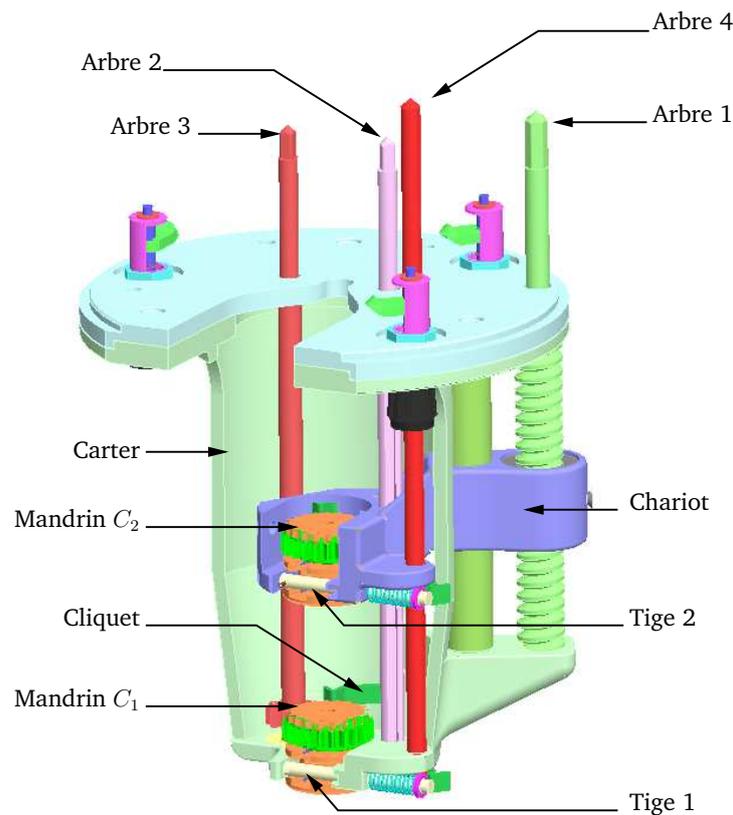


FIG. 3.3 – Vue CAO du mécanisme d'insertion de l'aiguille.

C_1 sont respectivement montés sur le chariot et le carter de manière à conserver une mobilité en rotation. Un dispositif à cliquet permet de bloquer la rotation de chaque mandrin dans un sens. Cette propriété est utile lors du desserrage des mandrins pour empêcher la rotation du corps du mandrin pendant l'engrènement sur la couronne. Dans le sens du serrage, le système de cliquet permet au mandrin de tourner sur lui-même à partir d'un certain seuil de serrage de l'aiguille, ce qui permet de la faire tourner autour de son axe.

Après le montage des mandrins dans le carter, les tiges 1 et 2 sont verrouillées dans la position représentée sur la figure 3.3 pour empêcher les mandrins de sortir de leur logement. Ces deux tiges sont rappelées en position de dégagement par deux ressorts de compression. Ainsi, une fraction de tour de l'arbre 4 permet de désolidariser facilement l'aiguille et les mandrins du porte-aiguille, en cas d'intervention manuelle nécessaire.

Mesure de l'effort d'insertion

Comme nous l'avons souligné précédemment, le porte-aiguille doit être équipé d'un dispositif permettant de mesurer les efforts au bout de l'aiguille. L'intégration des capteurs d'efforts est rendue complexe par le positionnement par rapport à la coupe scanner. Pour cela, trois capteurs d'efforts sont disposées sur un cercle dont le centre est un point de l'aiguille et dans un plan orthogonal à l'aiguille. Ces capteurs réalisent l'interface entre le mécanisme d'insertion d'aiguille et la plate-forme du CT-Bot. Sachant que la plate-forme du CT-Bot reste immobile durant la procédure, les efforts d'insertion se répercutent sur le mécanisme d'insertion d'aiguille, et donc

entièrement sur les capteurs d'efforts, tels qu'ils sont placés.

Système d'entraînement motorisé

Le mécanisme de transmission comporte deux moteurs piézoélectriques M_1 et M_2 (figure 3.4). Le moteur M_1 entraîne en rotation l'arbre 1, ce qui entraîne le déplacement du chariot. Le moteur M_2 entraîne en rotation les arbres 2 et 3 pour le serrage/desserrage des mandrins C_1 et C_2 . Un système d'engrenages permet d'obtenir des sens de rotation opposés pour les arbres 2 et 3. De cette manière, la rotation d'un seul moteur permet de réaliser simultanément le serrage d'un mandrin et le desserrage de l'autre. Une lame de verrouillage, rappelée par un ressort, est maintenue armée par un électro-aimant commandé. En l'absence de courant, l'effort de maintien de l'aimant disparaît et la lame de verrouillage pivote d'une fraction de tour. De cette façon, elle entraîne l'arbre 4 en rotation, ce qui provoque le dégagement des tiges 1 et 2.

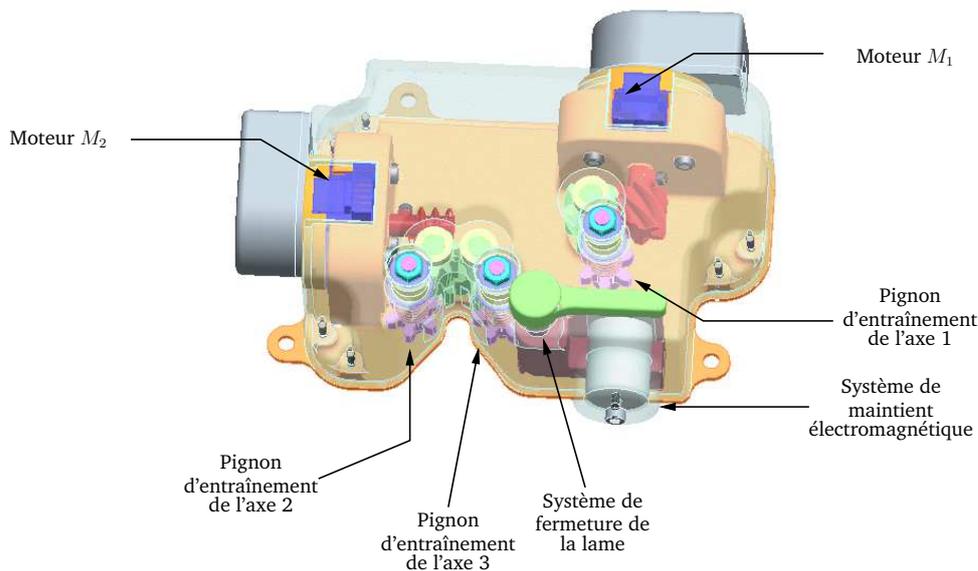


FIG. 3.4 – Vue CAO du mécanisme d'entraînement motorisé.

Fonctionnement du système

Étant donné l'espace disponible, à peine plus grand que l'aiguille elle-même, le mouvement de translation est divisé en plusieurs petites translations successives. Ces petites translations sont obtenues en utilisant la translation du chariot et le serrage/desserrage alterné des mandrins. Le cycle d'une translation élémentaire est décrit schématiquement à la figure 3.5. En débutant la procédure conformément à la figure 3.5(a), avec le chariot en position haute, le mandrin C_2 fermé et le mandrin C_1 ouvert, le cycle se réalise en quatre étapes :

1. le chariot descend jusqu'à la position basse (figure 3.5(b)) ;
2. le mandrin C_2 s'ouvre et le mandrin C_1 se referme sur l'aiguille (figure 3.5(c)) ;
3. le chariot remonte à sa position initiale, alors que l'aiguille est maintenue par le mandrin C_1 (figure 3.5(d)) ;

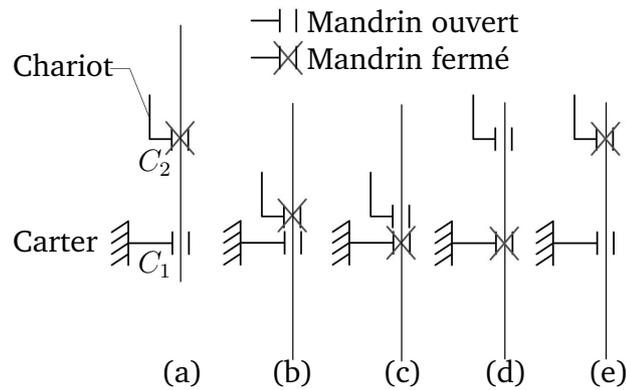


FIG. 3.5 – Cycle de mouvement pour réaliser une insertion.

4. une fois que le chariot a atteint sa position initiale, le mandrin C_2 se referme sur l'aiguille, et le mandrin C_1 relâche l'aiguille, ce qui permet de démarrer un nouveau cycle (figure 3.5(e)).

Ce cycle est réalisé autant de fois que nécessaire pour atteindre la position désirée. En ce qui concerne l'extraction de l'aiguille, le mouvement cyclique est similaire, excepté que le chariot se trouve en position basse au début de la procédure.

Discussion

Une évaluation expérimentale des efforts de maintien des mandrins a été effectuée et présentée dans [Piccin05]. Le système présenté permet de maintenir une aiguille de diamètre 1,27 mm jusqu'à des efforts axiaux de 15,5 N et une aiguille de 0,72 mm jusqu'à des efforts de 14,5 N. En radiologie interventionnelle ces valeurs sont suffisantes, à l'exception des insertions dans les os, mais qui ne sont pas envisagées avec le CT-Bot. Des essais de compatibilité avec le scanner ont été réalisés. Le système porte-aiguille ne crée pas d'artefacts dans l'image et les mandrins apparaissent clairement dans l'image scanner. Du point de vue de la sécurité, la lame commandée par l'électroaimant permet à tout instant de désolidariser l'aiguille du porte-aiguille. De plus, les mouvements de translation et de préhension sont totalement découplés, et réalisés par des transmissions non réversibles, comme cela est conseillé pour les applications médicales [Taylor95]. Pour cette première version du système, la translation et la préhension sont actionnées par des moteurs piézoélectriques, qui sont particulièrement compacts et possèdent un rapport couple/volume élevé, compatible avec les efforts à transmettre.

Les essais préliminaires sur le dispositif d'insertion d'aiguille ont permis de mettre en évidence certaines limites des solutions envisagées. Tout d'abord, nous avons observé un problème d'utilisation pratique des mandrins à trois mors. En effet, dans le cas d'un désalignement par rapport à l'axe du mandrin, l'aiguille peut se bloquer entre les mors lors des phases de serrage. Nous avons aussi constaté que le principe de limitation de couple par un système à cliquet est délicat à obtenir par prototypage rapide. Ce procédé de fabrication ne permet pas non plus d'intégrer correctement les trois capteurs d'efforts uni-axiaux qui nécessitent certaines spécifications géométriques de perpendicularité et de localisation au niveau des surfaces d'appuis des capteurs. Pour l'ensemble de ces raisons, nous avons reconçu une version du système.

3.2.2 Système porte-aiguille : deuxième version

Présentation du système

Bien que les essais réalisés avec la première version du système porte-aiguille n'aient pas été totalement concluants, ils nous ont confortés dans certains choix, en particulier le principe de fonctionnement du porte-aiguille. Sur la base des travaux réalisés pour la première version, nous nous sommes orientés vers une solution à un seul mandrin en translation. Une fois que le robot CT-Bot est positionné, et que le point d'entrée est repéré sur la peau du patient à l'aide d'un laser, le radiologue pratique une légère incision de l'épiderme, engage l'aiguille dans l'incision, tout en la plaçant dans un mandrin monté sur un chariot mobile. Ensuite l'aiguille est enfoncée par un mouvement cyclique de prise, insertion et lâché, qui est très similaire à celui présenté précédemment, excepté que le mandrin C_2 est remplacé par le point d'insertion. La seconde version du porte-aiguille, présentée à la figure 3.6, est composée des mécanismes suivants :

1. le mécanisme d'entraînement en translation, qui permet d'actionner le système d'insertion ;
2. le mécanisme d'entraînement pour le serrage/desserrage, qui permet d'actionner le mécanisme de préhension ;
3. le système de mesure d'effort qui permet de mesurer les efforts d'insertion ;
4. la plate-forme du CT-Bot sur laquelle vient se fixer le porte-aiguille ;
5. le mécanisme d'insertion qui permet à la fois la translation du mécanisme de préhension et la saisie de l'aiguille.

Les conditions de montage des différents éléments présentés sont les suivantes : l'interface 5 est fixée à 4 par l'intermédiaire de loquets, et au mécanisme de translation 1 par l'intermédiaire du système de mesure d'efforts 3, via un arbre rigide. Le mécanisme 2 est déporté sur la plate-forme 4, et la transmission du mouvement de serrage/desserrage est réalisée par l'intermédiaire d'un arbre flexible, ce qui permet de conserver la mobilité en translation du chariot.

Système d'insertion d'aiguille

L'insertion d'aiguille est réalisée par un système composé de deux mécanismes : le mécanisme d'entraînement en translation, directement intégré à la plate-forme du CT-Bot permet d'actionner le mouvement de translation (figure 3.7(a)), et le mécanisme d'insertion (figure 3.7(b)), qui se fixe en dessous de la plate-forme, permet d'effectuer le mouvement d'insertion.

Le mouvement de translation est actionné par un motoréducteur à courant continu M_1 (figure 3.7(a)). La rotation du moteur est transformée en translation par l'intermédiaire d'un système vis-écrou associé à une transmission par engrenages. Le déplacement de l'écrou sur la vis entraîne en translation le chariot A, qui est relié au chariot B par l'intermédiaire de l'arbre 1. Le mouvement des deux chariots est guidé en translation par deux rails : le rail A associé au système d'entraînement guide le chariot A en translation, et le rail B associé au mécanisme d'insertion guide le chariot B en translation. L'utilisation de deux mécanismes distincts, pour l'entraînement et pour l'insertion, permet de désolidariser le mécanisme d'insertion de la plate-forme du CT-Bot à tout moment. Deux capteurs de fin de course ont été ajoutés pour détecter la fin de l'insertion ou l'extraction.

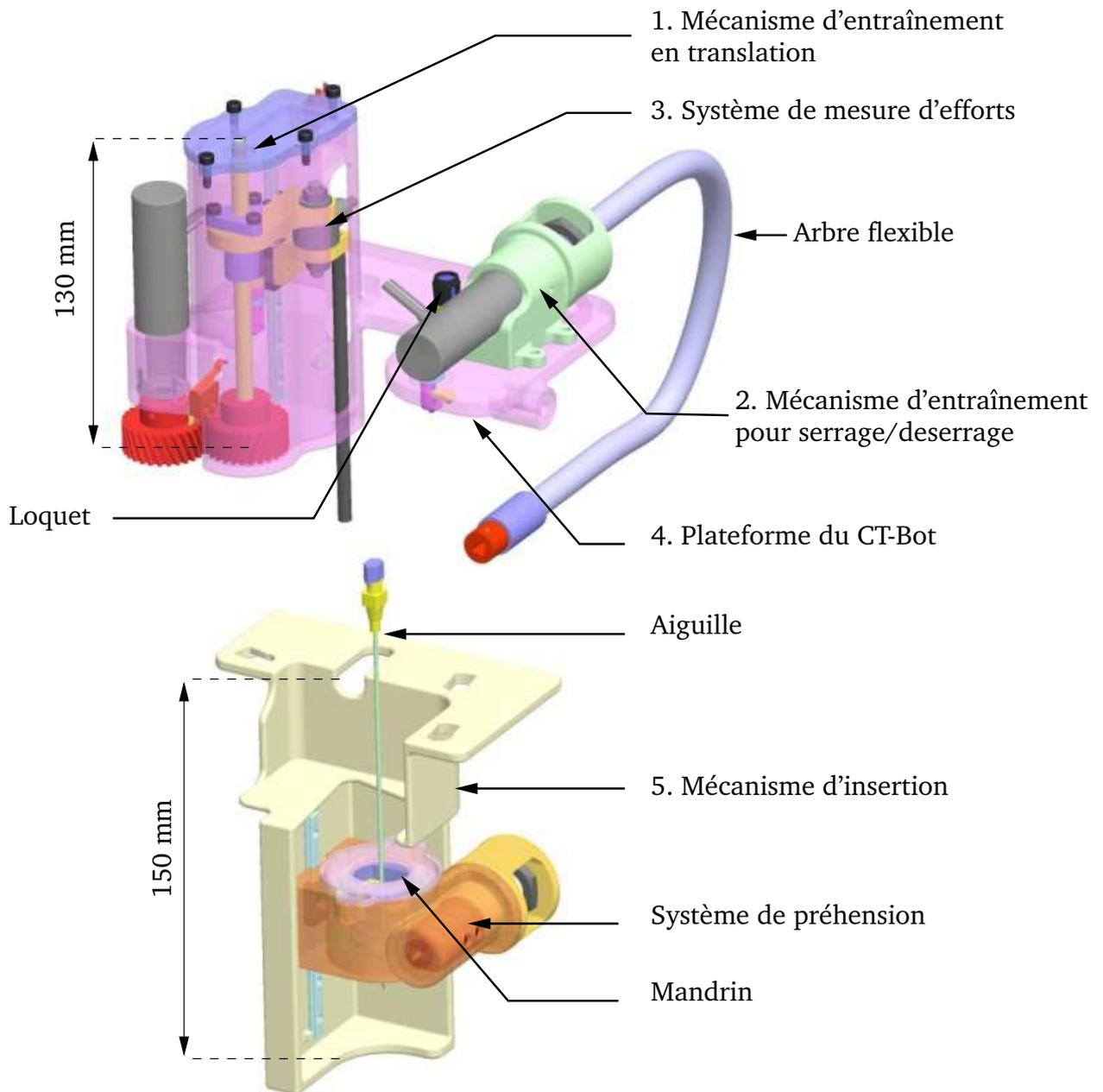


FIG. 3.6 – Vue CAO éclatée et prototype de la seconde version du système porte-aiguille venant s'adapter au CT-Bot.

Système de préhension d'aiguille

Dans cette seconde version du porte-aiguille, le système de préhension a été repensé tout en conservant le principe de saisie de l'aiguille par un mandrin monté sur un chariot mobile. Si l'insertion est réalisée suivant le protocole décrit précédemment, alors, un seul mandrin est nécessaire. Comme nous l'avons souligné, la solution à base de mandrins à trois mors s'est révélée difficile à mettre en œuvre, ce qui nous a amené à reconcevoir entièrement les mandrins.

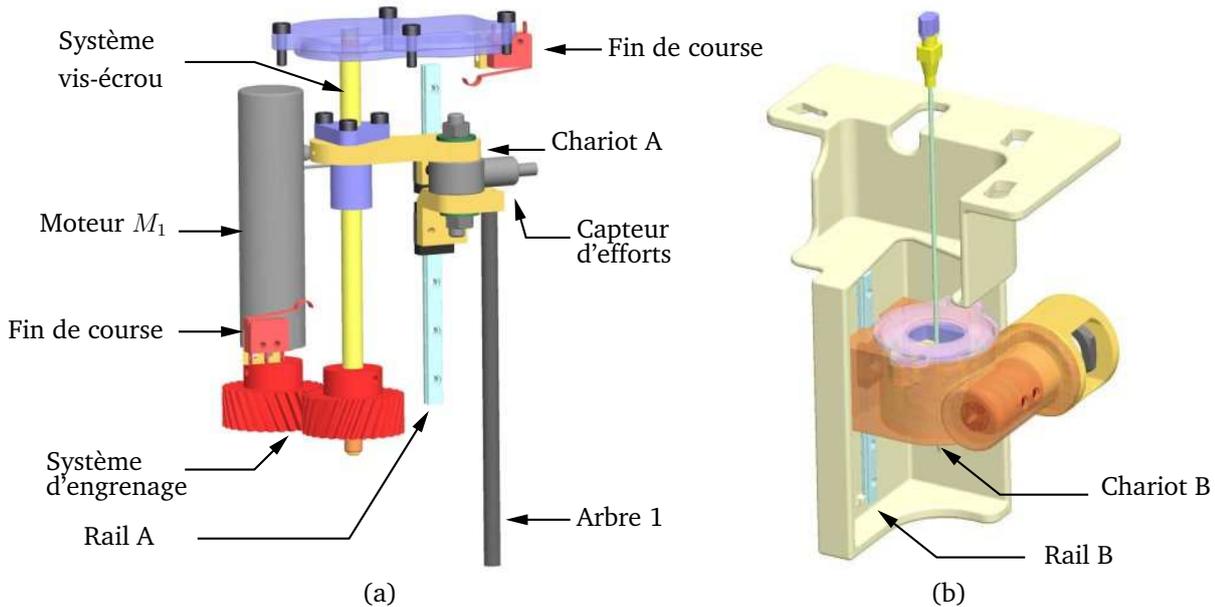


FIG. 3.7 – Vue CAO du système d'entraînement en translation (a) et du mécanisme d'insertion (b) de la seconde version du système porte-aiguille.

Différentes solutions au problème de préhension de l'aiguille ont été envisagées, le but étant toujours de saisir l'aiguille sans utiliser de matériau radio-opaque dans le plan de coupe scanner, et de pouvoir la relâcher entièrement ou partiellement à tout instant de l'intervention.

La solution retenue, présentée à la figure 3.8(a), est composée d'un corps principal, d'une couronne et de deux mors. L'aiguille est saisie par les deux mors en quatre points différents, situés sur le corps de l'aiguille, ce qui permet d'assurer son alignement par rapport à l'axe du mandrin. Le principe de serrage repose sur la translation de deux mors le long de rainures pratiquées sur le corps principal. Pour expliquer le fonctionnement, prenons l'exemple du mors 1. Le mouvement du mors pour saisir l'aiguille située au centre du corps principal est obtenu par le guidage de la tige 1 suivant la rainure 1 du corps principal. Ce mouvement est réalisé par l'entraînement de la tige 2 dans la rainure 3, par la rotation de la couronne, et guidé en translation par la rainure 2. La rainure 3 pratiquée dans la couronne possède une géométrie proche d'une forme hélicoïdale dont l'angle d'inclinaison détermine le nombre de tours que la couronne doit faire pour serrer l'aiguille. Ainsi, en choisissant convenablement cette forme, il est possible de modifier le rapport de réduction et donc l'effort de serrage. Le mouvement du mors 2 est similaire à celui du mors 1 et se fait simultanément, favorisant ainsi l'alignement automatique de l'aiguille avec l'axe du mandrin. Le mouvement de la couronne est engendré par la rotation de la vis de serrage montée sur le chariot mobile, comme le montre la figure 3.8(b). L'actionnement de cette vis est assuré par le moteur M_2 , déporté sur la plate-forme du CT-Bot, et dont la rotation est transmise par un arbre flexible. L'utilisation d'un tel arbre permet de conserver la mobilité du chariot A.

Bien que cette nouvelle version des mandrins soit légèrement plus volumineuse que la précédente, elle offre un débattement pour lâcher l'aiguille beaucoup plus important, comme illustrée à la figure 3.9. La rotation de l'aiguille autour de son axe est réalisée par un système de limitation de couple créé par des dents sur le corps principal du mandrin et son équivalent à l'intérieur

du chariot. Ainsi, lorsque le couple de serrage atteint un seuil donné, en plus de serrer l'aiguille le mandrin la fait tourner sur elle même.

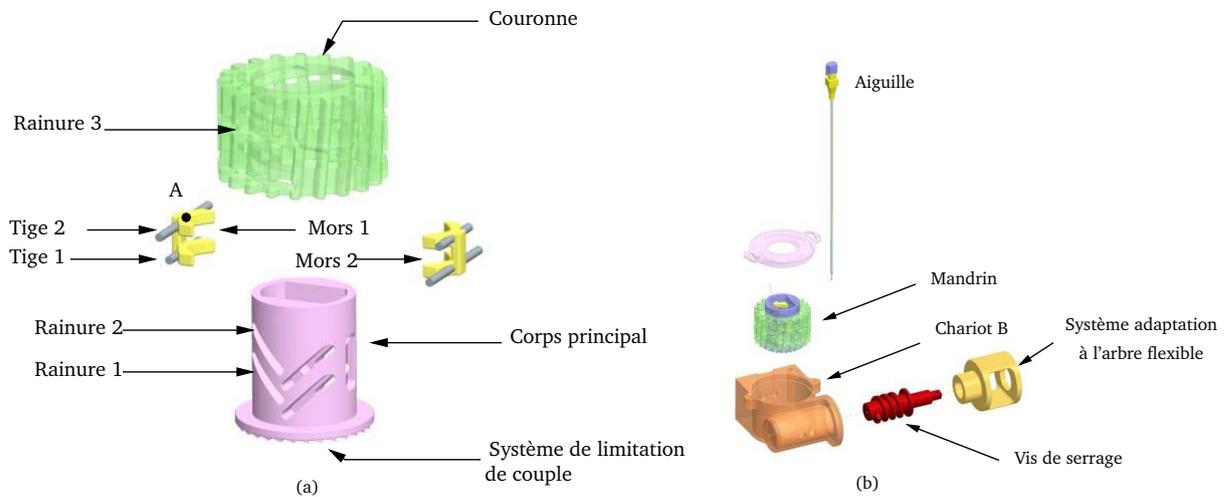


FIG. 3.8 – Vue CAO du mandrin à deux mors (a) et système de préhension complet (b).

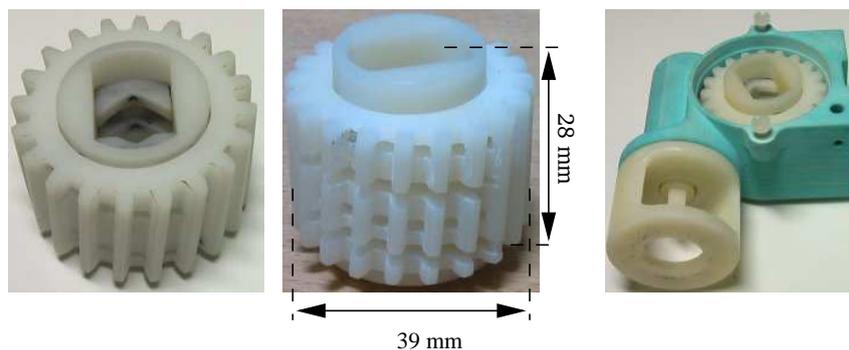


FIG. 3.9 – Deux vues du prototype de mandrin à deux mors. À droite, prototype du chariot porte mandrin

Génération des rainures dans la couronne

Au cours du serrage du mandrin, le corps principal est fixe et le déplacement de chaque mors est une translation suivant la direction imposée aux tiges 1 par les rainures 1 pratiquées dans le corps principal (cf. figure 3.8). Simultanément, la couronne est animée d'un mouvement de rotation autour de son axe.

Le problème posé est alors de définir la forme des rainures à pratiquer dans la couronne pour que, lors du serrage, sa rotation entraîne les tiges 2. Une forme équivalente de ce problème consiste à considérer la couronne fixe et les mors animés d'un mouvement combiné de translation et de rotation. Dans ce mouvement, les axes des tiges 2 génèrent des surfaces réglées qui découpent la couronne suivant la forme requise.

Les courbes génératrices des rainures sont donc obtenues comme l'intersection des surfaces réglées générées par le mouvement des tiges 2 avec un cylindre d'axe confondu avec celui de la couronne.

On peut remarquer que ces courbes ne sont pas algébriques. On note α la courbe de l'espace décrite par le point milieu A de la tige 2 et générée au cours du mouvement combiné de translation/rotation du mors.

On paramètre α par la variable $t \in [0, 1]$. La courbe α est donc un arc paramétré défini par la fonction

$$\begin{aligned} \mathbb{R} &\xrightarrow{\alpha} \mathbb{R}^3 \\ t &\mapsto [r(t) \cos \theta(t) \quad r(t) \sin \theta(t) \quad z(t)]^T \end{aligned} \quad (3.1)$$

où $r(t)$, $\theta(t)$ et $z(t)$ représentent respectivement la distance de A à l'axe de la couronne, l'angle de rotation de la tige 2 et l'altitude de A par rapport à un plan normal à l'axe de la couronne.

Pour des raisons de simplicité de réalisation, les fonctions r , θ et z sont linéaires. Ainsi, α s'écrit

$$\alpha(t) = [c_1 t \cos \omega t \quad c_1 t \sin \omega t \quad c_0 t]^T \quad (3.2)$$

où c_0 et c_1 sont des constantes caractéristiques des rainures 1 et ω représente l'angle total de rotation de la couronne. L'allure de la courbe α , tracée pour un angle total de rotation ω de 300° est donnée sur la figure 3.10.

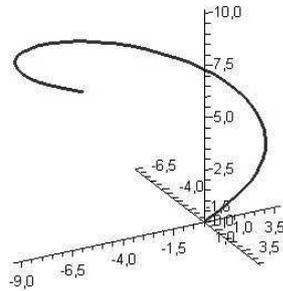


FIG. 3.10 – Tracé de la courbe α pour $\omega = 300^\circ$.

On définit ensuite la fonction v décrivant l'évolution du vecteur directeur unitaire de la droite support de la tige 2 qui s'écrit

$$v(t) = [-\sin \omega t \quad \cos \omega t \quad 0]^T. \quad (3.3)$$

Les fonctions α et v permettent de générer la surface réglée représentée sur la figure 3.11. L'intersection de cette surface réglée avec un cylindre d'axe confondu avec celui de la couronne détermine la géométrie des deux rainures à pratiquer dans la couronne pour la première tige 2. La même opération est répétée en étudiant le mouvement combiné de la seconde tige 2 et conduit à la géométrie du second couple de rainures à pratiquer dans la couronne. Les surfaces réglées correspondantes au mouvement combiné des deux mors sont représentées sur la figure 3.12.

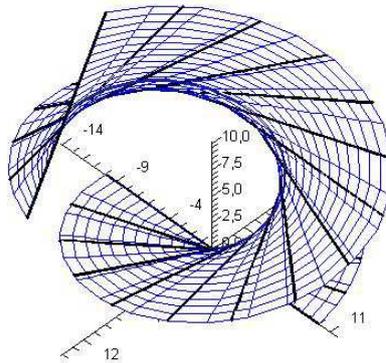


FIG. 3.11 – Surface réglée générée par le mouvement combiné de translation/rotation de la tige 2.

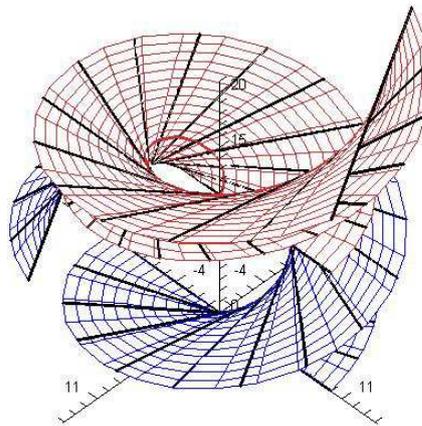


FIG. 3.12 – Surfaces réglées générées par le mouvement combiné des deux tiges 2.

Pour que les rainures ainsi obtenues soient fonctionnelles, il est nécessaire que les deux surfaces réglées n'aient pas d'intersection entre elles. Cette condition est satisfaite si les deux plans contenant les deux tiges 2 sont décalés suivant l'axe de la couronne, comme indiqué sur la figure 3.13.

Mesure d'efforts

La mesure des efforts d'insertion est réalisée par un seul capteur monté sur la chariot B, au plus près de l'axe d'insertion (figure 3.7(a)). D'un côté le capteur est relié à l'actionneur par l'intermédiaire du système vis-écrou, et de l'autre il est relié au mandrin par l'intermédiaire de l'arbre 1. Ainsi, les efforts d'insertion sur l'aiguille sont transmis au mandrin, et donc au capteur d'effort via l'arbre 1.

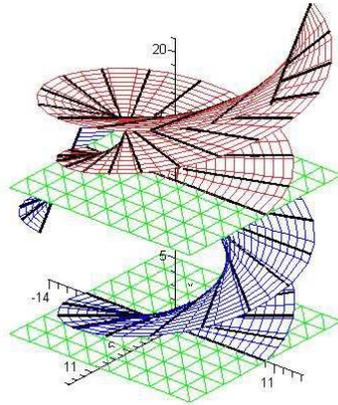


FIG. 3.13 – Décalage des surfaces réglées suivant l'axe de la couronne.

Principe de l'insertion

Le mouvement d'insertion est très similaire à celui réalisé pour la première version du porte-aiguille, excepté que l'on utilise qu'un seul mandrin. De manière identique, le mouvement de

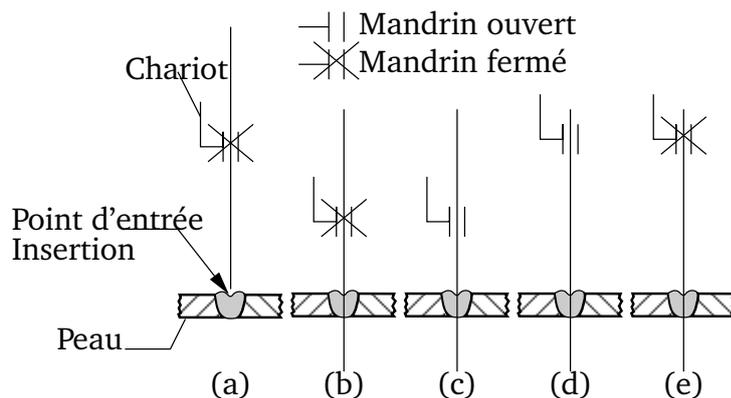


FIG. 3.14 – Cycle de mouvement pour réaliser l'insertion avec un seul mandrin.

translation est divisé en une succession de translations élémentaires, selon le cycle est décrit schématiquement à la figure 3.14. En considérant la figure 3.14(a), le point d'entrée ayant été préalablement déterminé, l'épiderme incisé et l'aiguille pré-positionnée et montée dans le mandrin en position haute, le cycle se réalise alors en quatre étapes :

1. le chariot descend jusqu'à la position basse (figure 3.14(b)) ;
2. le mandrin s'ouvre, ce qui permet de libérer temporairement l'aiguille pour qu'elle suive les mouvements physiologiques (figure 3.14(c)) ;
3. le chariot remonte en position haute (figure 3.14(d)) ;
4. le mandrin se referme, afin de commencer un nouveau cycle (figure 3.14(e)).

Ce cycle est réalisé autant de fois que nécessaire pour atteindre la position désirée. L'extraction de l'aiguille se déroule de la même manière, excepté que le chariot est en position basse au début

de la procédure. L'utilisation d'un seul mandrin favorise les mouvements libres de l'aiguille entre deux cycles, en particulier ceux engendrés par les mouvements physiologiques du patient.

Caractéristiques du système d'insertion d'aiguille

Dispositif de translation du chariot La chaîne de transmission du dispositif de translation du chariot est composée des éléments indiqués sur le schéma 3.15. Le tableau 3.1 regroupe les principales caractéristiques de la chaîne de transmission.

Motoréducteur Harmonic Drive	
Vitesse maxi. nominale \dot{q}_m	55 tr.min ⁻¹
Vitesse maxi. transitoire \dot{q}_M	110 tr.min ⁻¹
Couple maxi. nominal τ_m	0,29 N.m
Couple maxi. transitoire τ_M	0,59 N.m
Transmission à engrenage	
Rapport de réduction n_1	1
Système vis/écrou	
Pas de la vis p	3 mm.tr ⁻¹
Course maximum du chariot d_m	65 mm
Rendement estimé η	0,7
Effort exercé par l'extérieur sur le chariot	f

TAB. 3.1 – Tableau des caractéristiques de la chaîne de transmission pour la translation du chariot.

L'effort maximum théorique F que peut exercer le chariot se calcule en écrivant l'équation d'équilibre du système et vaut

$$f = \frac{\eta}{p} \tau_m. \quad (3.4)$$

L'application numérique donne $f = 1466 \tau_m$ qui permet d'obtenir, avec le motoréducteur utilisé, un effort théorique de l'ordre de 425 N ce qui est amplement suffisant pour l'application.

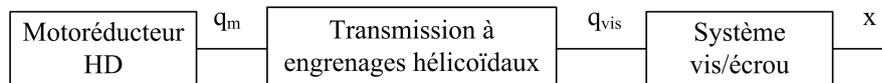


FIG. 3.15 – Dispositif de translation du chariot.

Dispositif de serrage La chaîne de transmission du dispositif de serrage d'aiguille est composée des éléments indiqués sur le schéma 3.16. Le tableau 3.2 regroupe les principales caractéristiques du dispositif. L'effort maximum théorique F que peut exercer un mors sur l'objet qu'il serre se calcule en écrivant l'équation d'équilibre du système et vaut

$$f = \frac{\eta}{n_1 n_2} \tau_m. \quad (3.5)$$

Motoréducteur Harmonic Drive	
cf. tableau 3.1	
Système roue/vis sans fin	
Rapport de réduction n_1	1/22
Mandrin	
Position angulaire de la couronne	q_c
Position radiale d'un mors	x
Rapport de réduction n_2	8/300 mm/°
Chaîne de transmission	
Rendement estimé η	0,2
Effort radiale exercé par l'extérieur sur un mors	f

TAB. 3.2 – Tableau des caractéristiques de la chaîne de transmission pour la translation du chariot.

L'application numérique donne $f = 2880 \tau_m$ qui permet d'obtenir, avec un $\tau_m = 0,03 \text{ N}\cdot\text{m}$, un effort théorique de l'ordre de 86 N ce qui est amplement suffisant pour l'application.

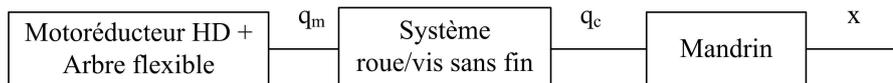


FIG. 3.16 – Dispositif de serrage.

Discussion

La réalisation de la seconde version du porte-aiguille est quasiment terminée. L'utilisation d'un seul mandrin pour la préhension de l'aiguille semble être beaucoup mieux adaptée aux mouvements libres de l'aiguille entre deux phases d'insertions. L'ouverture de 13 mm des deux mors permet un débattement de l'aiguille compris entre 10° et 30° . Ce nouveau système offre une course de 65 mm contre 55 mm pour l'ancienne version. L'utilisation d'un seul capteur d'effort facilite son intégration dans le mécanisme.

A l'heure actuelle la principale difficulté que nous ayons rencontrée concerne la réalisation du mandrin. Le prototypage rapide du mandrin induit des défauts de surface ce qui nécessite un rodage du mouvement de serrage-desserrage. L'inclinaison des rainures est un autre point délicat de ce système. Comme nous l'avons souligné l'inclinaison détermine le rapport de réduction de serrage et donc plus l'inclinaison est faible, plus l'effort sera important. Cependant, une inclinaison mal choisie rend le système beaucoup plus sensible aux aspérités de surface, allant jusqu'à le rendre inutilisable. En ce qui concerne le mécanisme de serrage du mandrin, l'utilisation d'une transmission flexible semble être la seule solution au risque de perturber la mesure d'effort. Une étude est prévue pour déterminer les capacités de serrage du mandrin et l'influence de cette transmission flexible sur la mesure des efforts.

3.3 Système maître dédié à l'insertion d'aiguille

3.3.1 Introduction

Dans un système de télémanipulation, l'utilisateur interagit avec l'environnement distant par l'intermédiaire d'un système maître-esclave. Dans le paragraphe précédent, nous nous sommes intéressés au système esclave permettant de réaliser l'insertion d'aiguille. Dans ce paragraphe, nous nous intéressons maintenant au système maître, encore appelé interface à retour d'effort, ou de manière plus générale interface haptique. Grâce à cette interface, l'utilisateur transmet des consignes au manipulateur esclave, et en retour, il ressent les interactions entre ce dernier et l'environnement. Pour réaliser cela, il est nécessaire que l'interface dispose non seulement de capteurs de position, mais aussi d'actionneurs. En ce sens, il s'agit d'un robot d'un genre particulier, nécessairement réversible et non dangereux pour l'utilisateur.

En l'espace de dix ans, pour répondre à une demande croissante, le marché des interfaces haptiques commerciales s'est considérablement développé tout en se diversifiant. Aujourd'hui on peut trouver des interfaces haptiques dans de nombreuses applications où l'on souhaite interagir avec un environnement graphique virtuel, comme la conception automobile ou les jeux vidéo [Lécuyer01]. L'étude bibliographique menée au chapitre 2 montre que la plupart des interfaces maître utilisées pour réaliser des actes chirurgicaux à distance sont des interfaces haptiques commerciales, notamment de type PHANToM [Massie94]. Or ces interfaces ne sont généralement pas adaptées aux gestes médicaux : à titre d'exemple, manipuler une telle interface ne permet pas de restituer la sensation de saisie d'une aiguille, qui est un outil très léger. Par ailleurs de telles interfaces possèdent six degrés de libertés, soit bien plus que nécessaire dans la plupart des gestes de chirurgie mini-invasive. Les degrés de libertés excédentaires doivent alors être contraints soit mécaniquement, soit par retour d'effort de manière continue (on parle alors de virtual fixtures [Abbott03]). Ceci ne correspond pas, selon nous, à un mode de fonctionnement intrinsèquement sûr. De manière à vérifier ces affirmations pour l'insertion d'aiguille téléopérée, nous avons effectué une étude préliminaire sur une interface à six degré de liberté PHANToM 1.5/6DOF, présentée à la figure 3.17. Comme nous venons de le dire, la réalisation d'un mouve-



FIG. 3.17 – Interface haptique PHANToM 1.5/6DOF de SensAble Technologies.

ment rectiligne avec ce type d'interface nécessite une loi de commande en effort adaptée. Pour cela, nous avons étudié une loi de commande hybride force-position modifiée permettant de guider l'utilisateur selon une trajectoire rectiligne, tout en restituant les efforts d'insertion. Cette étude a fait l'objet de mon stage de DEA [Barbé03] et nous a conduit aux conclusions suivantes. Du point de vue de l'ergonomie, l'utilisation d'un PHANToM s'avère peu adaptée au geste de

translation pure et ce dispositif devient rapidement fatiguant à utiliser. De plus, la configuration de l'interface nécessite d'orienter judicieusement l'organe terminal en fonction de la course que l'on souhaite réaliser.

Parmi les autres interfaces commerciales à 6 degrés de liberté, les interfaces haptiques à structure parallèle, telle que l'interface Delta de Force Dimension a également été utilisée pour la simulation d'insertion d'aiguille avec retour d'efforts, moyennant l'adaptation d'un organe terminal spécialement conçu pour ce type d'application [Marti03]. Les interfaces de simulation dédiées à la chirurgie laparoscopique pourvues notamment d'une translation correspondant à la descente de l'outil pourraient mieux correspondre aux exigences de notre cahier des charges. Ainsi l'interface haptique Instrument Haptic Port développée par l'entreprise Xitact medical simulation [xit07], est conçue comme un instrument endoscopique à trois degrés de liberté en orientation et un degré de liberté en translation (voir figure 3.18(a)). Ces quatre degrés de liberté sont motorisés, ce qui permet de restituer des efforts selon chaque mobilité. Le constructeur garantissant l'interchangeabilité de l'outil, il serait tout à fait envisageable d'intégrer un outil spécialement conçu pour les interventions percutanées. Parmi les interfaces haptiques planes

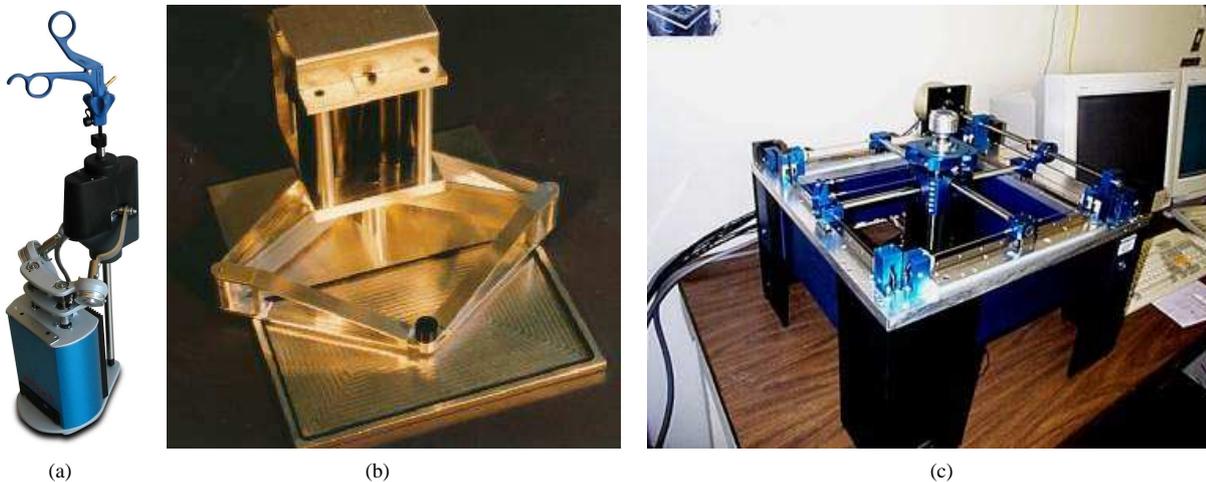


FIG. 3.18 – (a)Interface Haptique IHP de Xitact.(b)Interface haptique Pantographe de l'université McGill. (c) Interface haptique Excalibur de l'université Washington de Seattle

deux sont particulièrement intéressantes. Le pantographe développé à l'université McGill au Canada [Ramstein94, Campion05], présentée figure 3.18(b), a une structure en forme de parallélogramme et possède deux degrés de liberté dans le plan. Enfin l'interface haptique LHD, ou Excalibur, de l'université de l'état de Washington, présentée à la figure 3.18(c), est un système à trois degrés de liberté [Adams99b], constitué d'un robot cartésien portant un joystick ce qui permet d'avoir deux degrés de liberté en translation et un en rotation. Ces deux interfaces présentent un certain intérêt puisque leur structure permet de réaliser facilement un mouvement rectiligne, soit par une commande adaptée, soit par un mécanisme de contrainte simple.

3.3.2 Discussion

L'insertion téléopérée d'une aiguille correspond à une translation de sa longueur, soit environ 180 mm. Bien qu'il y existe de nombreuses interfaces à retour d'efforts, curieusement, peu sont conçues pour réaliser une simple translation avec une course aussi importante. Pour effec-

tuer une translation motorisée deux solutions sont possibles. La première consiste à utiliser des actionneurs linéaires. Cependant, les actionneurs linéaires électriques sont onéreux et possèdent un mauvais rapport course/encombrement [Ahmed04]. La seconde solution consiste à utiliser un actionnement plus classique à base de moteurs électriques rotatifs associés à un mécanisme de transformation de mouvement. Un soin particulier devra être apporté dans la conception et la réalisation du mécanisme, afin de limiter les jeux et les frottements préjudiciables à la qualité du retour d'efforts. De ce constat, sur la base du système esclave existant et du protocole établi, nous avons développé une interface maître à retour d'efforts spécialement dédiée à l'insertion d'aiguille.

3.3.3 Cahier des charges de l'interface dédiée

Selon le protocole défini précédemment, l'interface dédiée doit servir uniquement à l'enfoncement et à l'extraction de l'aiguille. L'amplitude en translation doit être importante, pour limiter les mouvements de va-et-vient. Bien que les aiguilles puissent atteindre des longueurs de 180 à 200 mm, voire plus, il semble qu'une course de 120 mm soit suffisante pour couvrir la plupart des interventions percutanées. Le système doit pouvoir restituer des efforts de l'ordre de 5 à 10 N lors d'insertions dans des tissus mous, l'effort maximal en contact avec des os étant de 20 N, conformément aux essais effectués sur animal [Maurin05]. Pour accroître l'efficacité du retour d'efforts, les frottements et l'inertie du système doivent être minimisées [Hayward96]. Pendant l'intervention, le radiologue peut être amené à réorienter le biseau de l'aiguille afin d'infléchir la trajectoire d'insertion ou de décoller les tissus. Cette fonctionnalité peut être intégrée au système par un degré de liberté supplémentaire, qui correspond à la rotation propre de l'organe terminal. Pour une application médicale, il va de soi que l'interface doit comprendre un dispositif de sécurité qui permette de découpler à tout moment le manipulateur esclave du manipulateur maître. Le diagramme FAST présenté à la figure 3.19 résume les principales spécifications du cahier des charges.

3.3.4 Solution proposée

Choix technologiques de transmission et de réduction

En conception mécanique, une méthode habituelle pour obtenir une fonction de mouvement donnée consiste à combiner des mécanismes simples, appelés blocs fonctionnels élémentaires [Erdman01]. Le problème, ici, est de concevoir un système qui permette de générer un mouvement rectiligne à partir d'un mouvement rotatif. Les principaux blocs fonctionnels élémentaires pour réaliser une telle transformation de mouvement sont le mécanisme vis-écrou, le mécanisme pignon-crémaillère, le mécanisme à came, le mécanisme câble-poulie ou encore le mécanisme bielle-manivelle. Afin de répondre aux spécifications du cahier des charges en termes d'efforts, il est nécessaire d'associer au bloc fonctionnel élémentaire un réducteur. La plupart des interfaces haptiques commerciales utilisent un réducteur basé sur un mécanisme câble-poulie, associé à un cabestan.

Pour l'étude préliminaire de la conception, nous avons sélectionné quatre structures possibles basées sur un système pignon-crémaillère, un système avec une structure à pantographe, un système câble-poulie et un système bielle-manivelle. En comparant ces différentes solutions, il est apparu que les systèmes basés sur une transmission pignon-crémaillère et pantographe n'étaient pas adaptés aux exigences du cahier des charges, principalement à cause de leur encombrement. Dans un premier temps, nous nous sommes orientés vers une solution utilisant

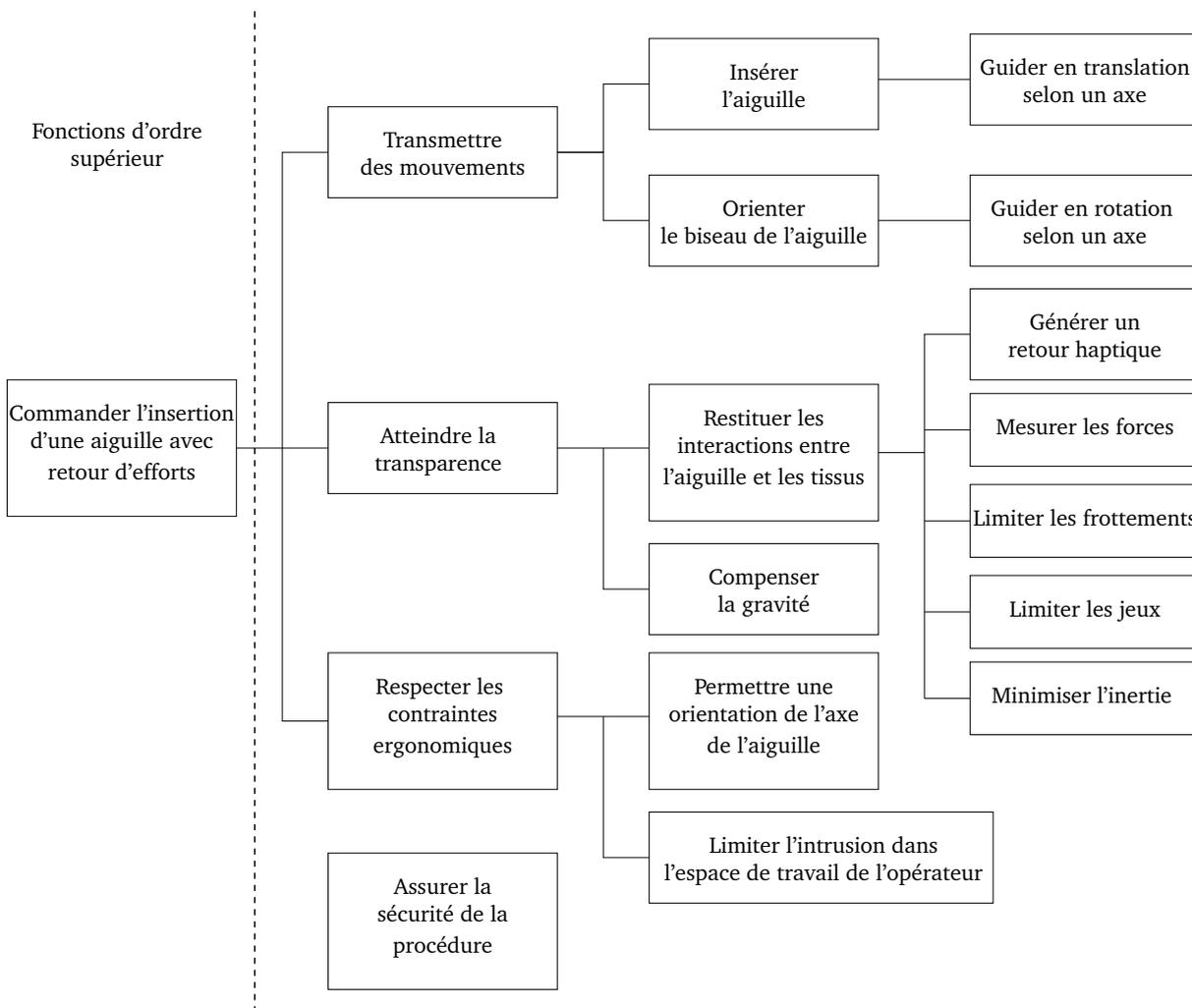


FIG. 3.19 – Diagramme FAST pour l'interface haptique dédiée à l'insertion d'aiguille téléopérée.

un système câble-poulie actionné par l'intermédiaire d'un cabestan. Bien que la conception de cette solution ait été menée conformément aux exigences du cahier des charges, elle n'a pas été retenue pour le prototype car l'encombrement et l'ergonomie ne convenaient pas aux gestes percutanés. Une solution basée sur un système bielle-manivelle a alors été choisie, car elle semblait mieux correspondre aux exigences du cahier des charges [Barbé07]. Comme on le verra, cette solution a permis de concevoir un système compact, réversible et bien adapté aux gestes d'insertion d'aiguille.

Dans la suite de ce chapitre, nous présentons successivement les modèles géométrique, cinématique et dynamique, puis la conception et la réalisation de l'interface. Enfin nous présentons l'identification de ses paramètres dynamiques, ainsi qu'une étude préliminaire des frottements affectant la translation.

3.3.5 Modélisation de l'interface haptique

Le schéma cinématique de l'interface haptique est présentée sur la figure 3.20.

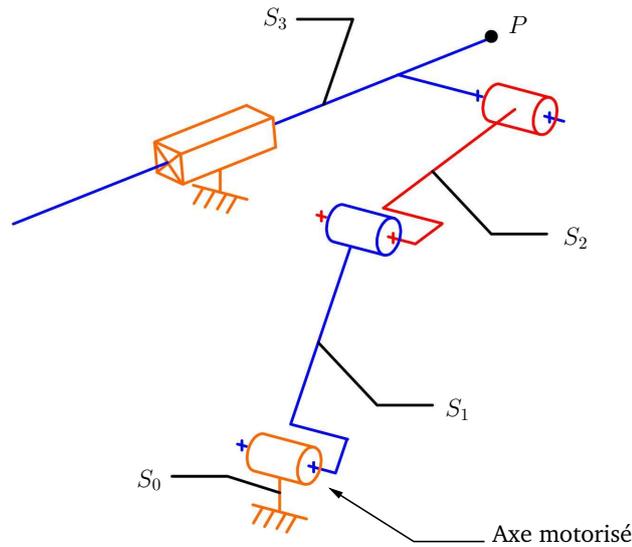


FIG. 3.20 – Schéma cinématique de l'interface haptique.

L'interface est composée des solides suivants (voir figures 3.21 et 3.22) :

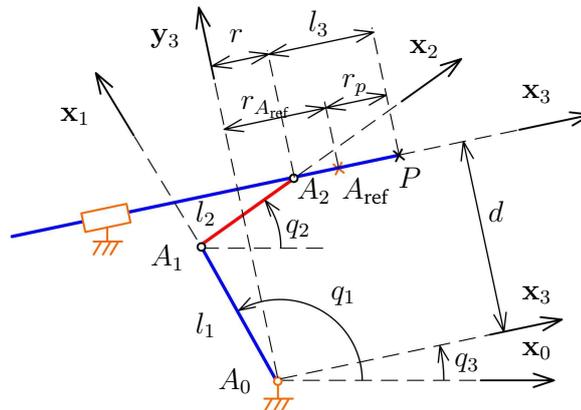


FIG. 3.21 – Paramétrage de l'interface haptique.

- un bâti S_0 auquel est lié le repère $\mathcal{R}_0 = \{A_0; \mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0\}$;
- une manivelle S_1 de masse m_1 , de longueur l_1 , à laquelle est lié le repère $\mathcal{R}_1 = \{A_1; \mathbf{x}_1, \mathbf{y}_1, \mathbf{z}_0\}$, est connectée au bâti par une liaison pivot d'axe (A_0, \mathbf{z}_0) . L'orientation de S_1 par rapport à S_0 est définie par le paramètre $q_1 = (\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_1)$. S_1 a pour centre d'inertie G_1 , avec $\mathbf{A}_0 \mathbf{G}_1 = l_{G_1} \mathbf{x}_1$. Le tenseur d'inertie de S_1 exprimé au point G_1 s'écrit $\bar{\bar{J}}_{G_1}(S_1)$, et l'on note J_1 le moment d'inertie de S_1 par rapport à l'axe (G_1, \mathbf{z}_0) ;
- une bielle S_2 de masse m_2 , de longueur l_2 , à laquelle est lié le repère $\mathcal{R}_2 = \{A_2; \mathbf{x}_2, \mathbf{y}_2, \mathbf{z}_0\}$, est connectée au solide S_1 par une liaison pivot d'axe (A_1, \mathbf{z}_0) . L'orientation de S_2 par rapport à S_0 est définie par le paramètre $q_2 = (\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_2)$. S_2 a pour centre d'inertie G_2 , avec $\mathbf{A}_1 \mathbf{G}_2 = l_{G_2} \mathbf{x}_2$. Le tenseur d'inertie de S_2 exprimé au point G_2 s'écrit $\bar{\bar{J}}_{G_2}(S_2)$, et l'on note J_2 le moment d'inertie de S_2 par rapport à l'axe (G_2, \mathbf{z}_0) ;

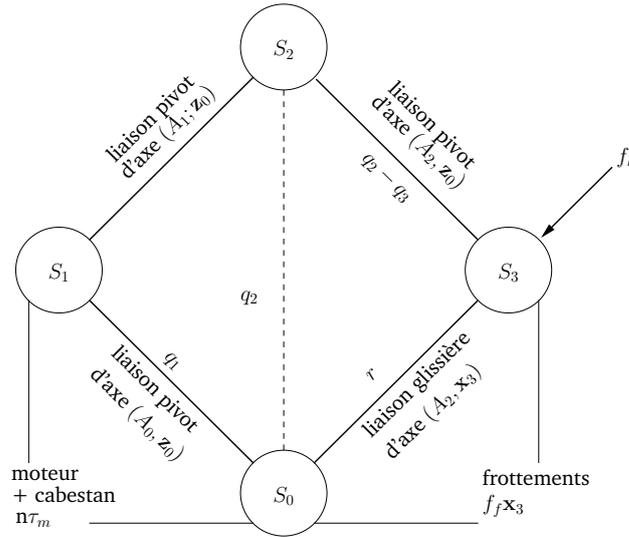


FIG. 3.22 – Graphe des liaisons de l'interface haptique.

- le coulisseau S_3 de masse m_3 , auquel est lié le repère $\mathcal{R}_3 = \{A_2; \mathbf{x}_3, \mathbf{y}_3, \mathbf{z}_0\}$, est connecté au solide S_2 par une liaison pivot d'axe (A_2, \mathbf{z}_0) , et au bâti S_0 par une liaison glissière d'axe (A_2, \mathbf{x}_3) située à une distance d de A_0 . La position de S_3 est définie par le paramètre $r = \mathbf{A}_0 \mathbf{A}_2 \cdot \mathbf{x}_3$. S_3 a pour centre d'inertie G_3 , avec $\mathbf{A}_2 \mathbf{G}_3 = l_{G_3} \mathbf{x}_3$. Le coulisseau S_3 correspond à la pièce d'interface manœuvrée par l'utilisateur et qui représente le corps de l'aiguille. L'action mécanique de l'utilisateur sur le coulisseau est représentée par le torseur :

$$\{\mathcal{F}_{\text{utilisateur} \rightarrow S_3}\} = \left\{ \begin{array}{c} -f_h \mathbf{x}_3 \\ \mathbf{0} \end{array} \right\}_P$$

où P est le point de saisie de l'interface, à l'extrémité du coulisseau S_3 situé à une distance l_3 de A_2 ;

- un moteur, associé à une transmission par cabestan, est monté entre S_0 et S_1 . Le moment d'inertie de l'ensemble moteur/cabestan par rapport à l'axe (A_0, \mathbf{z}_0) est noté J_m . On négligera les frottements sur l'axe moteur. On note \dot{q}_m et τ_m la vitesse de rotation et le couple délivré par le moteur. La réduction réalisée par la transmission à cabestan est telle que $\dot{q}_m = n\dot{q}_1$, avec n le coefficient de réduction. L'action mécanique du moteur sur S_1 est représenté par le torseur :

$$\{\mathcal{F}_{\text{moteur} \rightarrow S_1}\} = \left\{ \begin{array}{c} \mathbf{0} \\ n\tau_m \mathbf{z}_0 \end{array} \right\}_-$$

Toutes les liaisons pivot entre les solides sont supposées parfaites donc sans frottements ni jeux. Cependant, pour la suite de la modélisation, nous considérons l'action mécanique du coulisseau S_3 sur S_0 représentée par les forces de frottements f_f selon la direction \mathbf{x}_3 .

Au départ de l'utilisation, la direction de l'insertion d'aiguille, définie par l'axe (A_2, \mathbf{x}_3) , peut être réglée sur l'interface grâce au paramètre angulaire $q_3 = (\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_3)$. Ce paramètre reste ensuite constant pendant le procédé.

On considère une configuration dite de référence du mécanisme pour laquelle le point A_2 coïncide avec le point A_{ref} tel que $\mathbf{A}_0 \mathbf{A}_{\text{ref}} = r_{A_{\text{ref}}} \mathbf{x}_3 + d\mathbf{y}_3$. L'utilisateur manipule l'interface en

saisissant l'extrémité du coulisseau S_3 autour du point P . On mesure la position du point P par rapport à la configuration de référence par le paramètre r_P tel que $\mathbf{A}_{\text{ref}}\mathbf{P} = r_P\mathbf{x}_3$. Le paramètre r_P est lié à la position r du coulisseau par la relation $r_P = r + l_3 - r_{A_{\text{ref}}}$.

Dans la suite du chapitre, nous adopterons les notations suivantes : $c_i = \cos q_i$, $s_i = \sin q_i$, $c_{i-j} = \cos(q_i - q_j)$ et $s_{i-j} = \sin(q_i - q_j)$, $\forall i, j$.

Modèle géométrique

On cherche à déterminer les relations d'entrée/sortie de ce mécanisme à un degré de liberté. Selon les circonstances d'utilisation de l'interface, les variables q_1 et r seront tour à tour les variables d'entrée ou de sortie du mécanisme. La position du coulisseau S_3 est donnée par :

$$\mathbf{A}_0\mathbf{A}_2 = r\mathbf{x}_3 + d\mathbf{y}_3 \quad (3.6)$$

La projection de l'équation (3.6) dans le repère de base \mathcal{R}_0 donne deux relations scalaires :

$$l_1c_1 + l_2c_2 = rc_3 - ds_3 \quad (3.7)$$

$$l_1s_1 + l_2s_2 = rs_3 + dc_3 \quad (3.8)$$

Calcul de r en fonction de q_1 La variable r peut être calculée à partir des équations (3.7) et (3.8) par la relation :

$$r = l_1c_{1-3} + l_2c_{2-3} \quad (3.9)$$

Dans cette expression figure la variable intermédiaire q_2 . En éliminant r des équations (3.7) et (3.8), on obtient :

$$s_{2-3} = \frac{d - l_1s_{1-3}}{l_2} \quad (3.10)$$

ce qui permet d'évaluer :

$$q_2 - q_3 = \arcsin\left(\frac{d - l_1s_{1-3}}{l_2}\right) \quad (3.11)$$

Puis en injectant cette expression dans (3.9), on obtient l'expression de r uniquement en fonction de q_1 .

Calcul de q_1 en fonction de r Supposons maintenant que l'on connaisse r et que l'on cherche q_1 . L'élimination de q_2 dans les équations (3.7) et (3.8) permet d'obtenir une relation de la forme :

$$Ac_1 + Bs_1 = D \quad (3.12)$$

avec $A = 2l_1(ds_3 - rc_3)$, $B = -2l_1(dc_3 + rs_3)$ et $D = l_2^2 - d^2 - l_1^2 - r^2$. L'équation trigonométrique (3.12) peut être transformée en équation polynomiale par le changement de variable $t_1 = \tan \frac{q_1}{2}$ sous la forme :

$$(A + D)t_1^2 - 2Bt_1 - (A - D) = 0 \quad (3.13)$$

dont la résolution permet d'obtenir :

$$q_1 = 2 \arctan \frac{B + \sigma\sqrt{B^2 + D^2 - A^2}}{A + D} \quad (3.14)$$

avec $\sigma = \pm 1$ selon la configuration d'assemblage. Connaissant q_1 et r , la variable q_2 se calcule à partir des équations (3.7) et (3.8), de la manière suivante :

$$q_2 = \arctan 2(rs_3 + dc_3 - l_1s_1, rc_3 - ds_3 - l_1c_1) \quad (3.15)$$

Modèle cinématique

Le modèle cinématique peut être obtenu en dérivant par rapport au temps les équations (3.7) et (3.8). On obtient le système suivant :

$$\begin{pmatrix} -l_1 s_1 & -l_2 s_2 \\ l_1 c_1 & l_2 c_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_3 \\ s_3 \end{pmatrix} \dot{r} \quad (3.16)$$

En considérant que $q_1 - q_2 \neq k\pi$, avec $k \in \mathbb{Z}$, les solutions du système (3.16) donnent :

$$\dot{q}_1 = -\frac{c_{2-3}}{l_1 s_{1-2}} \dot{r} \quad (3.17)$$

$$\dot{q}_2 = \frac{c_{1-3}}{l_2 s_{1-2}} \dot{r} \quad (3.18)$$

ce qui nous permet d'écrire :

$$\dot{r} = -l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}} \dot{q}_1 \quad (3.19)$$

Le principe des puissances virtuelles permet de déterminer la relation quasi-statique entre le couple moteur et l'effort appliqué par l'interface sur l'utilisateur. Ainsi pour maintenir une position donnée sous un effort f_h constant, le couple moteur sera :

$$\tau_m = -\frac{1}{n} l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}} f_h \quad (3.20)$$

D'après l'équation (3.20), il est clair que la relation entre le couple moteur et la force appliquée

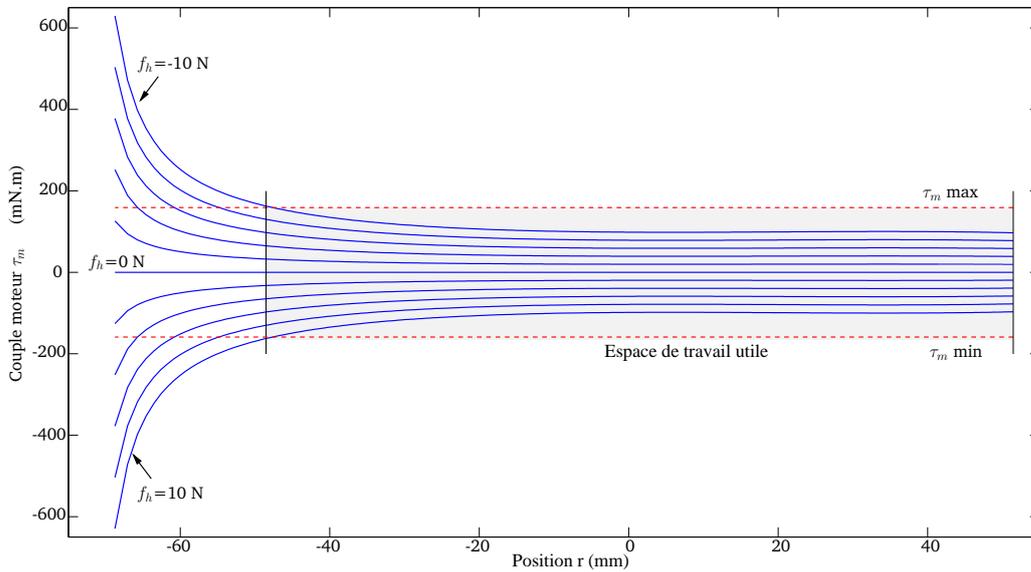


FIG. 3.23 – Couple moteur au cours du déplacement du point P avec différentes valeurs de F_h .

par l'utilisateur est non linéaire. Cependant, pour utiliser le moteur dans les meilleures conditions, et donc fournir une force utile f_h élevée sur tout l'espace de travail, nous avons fait en sorte que l'espace de travail réel de l'interface haptique coïncide avec la zone quasi-linéaire de la relation (3.20). Ceci est illustré par la figure 3.23, qui présente le couple moteur permettant

de maintenir l'interface statique lorsqu'un effort est appliqué sur l'organe terminal. Les dimensions utilisées pour tracer cette caractéristique sont celles du prototype à savoir : $l_1 = 100$ mm, $l_2 = 30$ mm, et $d = 98,5$ mm. Les résultats présentés à la figure 3.23 montrent bien que le couple moteur n'est pas linéaire sur tout l'espace de travail. On constate, cependant, une zone relativement linéaire pour des déplacements situés entre 50 mm et -50 mm, ce qui correspond à une variation de $q_1 - q_3$ comprise entre 78° et 130° . Lorsque la position angulaire $q_1 - q_3$ devient supérieure à 130° on constate une perte de manipulabilité en effort.

Modèle dynamique sans flexibilité

Dans ce paragraphe nous présentons le modèle dynamique inverse de l'interface haptique. Le formalisme utilisé est celui d'Euler-Lagrange auquel nous avons intégré des multiplicateurs, afin de prendre en compte les contraintes cinématiques du système. En considérant que la structure et les articulations du système sont rigides, et en prenant le vecteur des coordonnées généralisées $\mathbf{q}_r = (q_1 \quad q_2)^T$, le modèle dynamique dans l'espace articulaire s'écrit :

$$M_r(\mathbf{q}_r)\ddot{\mathbf{q}}_r + C_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r)\dot{\mathbf{q}}_r + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r) + \mathbf{d}_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = \mathbf{\Gamma}_m + \phi_r^T(\mathbf{q}_r)\lambda - \mathbf{J}_r^T(\mathbf{q}_r)f_h \quad (3.21)$$

où M_r est la matrice des effets d'inertie du système, de dimension (2×2) . La matrice C_r , de dimension (2×2) , représente les effets de Coriolis et centrifuge. Le vecteur \mathbf{g}_r , de dimension (2×1) , représente les couples résultant de la gravité. Le vecteur $\mathbf{\Gamma}_m$, de dimension (2×1) , représente les couples moteurs. Pour le CT-Master nous aurons $\mathbf{\Gamma}_m = (C_m \quad 0)^T$ où $C_m = n\tau_m$ qui représente le couple appliqué à la manivelle S_1 , donc après le réducteur. Le vecteur ligne ϕ_r , de dimension (1×2) , représentant les contraintes cinématiques du système est défini de la manière suivante :

$$\phi_r(\mathbf{q}_r) = (l_1 c_{1-3} \quad l_2 c_{2-3}) \quad (3.22)$$

et vérifie :

$$\phi_r(\mathbf{q}_r)\dot{\mathbf{q}}_r = 0 \quad (3.23)$$

$\lambda \in \mathbb{R}$ est un multiplicateur de Lagrange qui permet de tenir compte explicitement de ces contraintes dans les équations dynamiques du système. \mathbf{J}_r est un vecteur ligne de dimension (1×2) , qui découle directement du modèle cinématique, et qui se présente sous la forme :

$$\mathbf{J}_r = (-l_1 s_{1-3} \quad -l_2 s_{2-3}) \quad (3.24)$$

$f_h \in \mathbb{R}$ représente les efforts extérieurs résultant de l'action mécanique de l'utilisateur sur l'organe terminal de l'interface. Le vecteur \mathbf{d}_r , de dimension (2×1) , représente les couples résultant des frottements. Comme nous l'avons dit précédemment, nous tenons compte ici, uniquement de l'action mécanique entre S_3 et S_0 . Pour cette étude, nous avons choisi des frottements du type $f_f = \sigma_0 \dot{r} + \sigma_1 \text{sign}(\dot{r})$ [Sage99]. Ainsi en ramenant l'action de ce frottement sur l'axe moteur, nous avons :

$$\mathbf{d}_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = \begin{pmatrix} \left(l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}} \right)^2 \sigma_0 \dot{q}_1 - l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}} \sigma_1 \text{sign}(-l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}} \dot{q}_1) \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.25)$$

où σ_0 et σ_1 désignent les coefficients de frottement visqueux et de frottement sec.

Pour la clarté de l'exposé, le détail du calcul du modèle dynamique sont reportés en annexe A. Nous y détaillons le calcul en tenant compte des flexibilités induites par le câble de transmission

de la première articulation. Si l'on se limite à l'approximation d'un système quasi-rigide, les paramètres du modèle dynamique rigide représenté par l'équation (3.21) s'écrivent :

$$M_r(\mathbf{q}_r) = \begin{pmatrix} XX & XYc_{1-2} \\ XYc_{1-2} & YY \end{pmatrix} \quad (3.26)$$

$$C_r(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = XYs_{1-2} \begin{pmatrix} 0 & \dot{q}_2 \\ -\dot{q}_1 & 0 \end{pmatrix} \quad (3.27)$$

$$\mathbf{g}_r(\mathbf{q}_r) = \begin{pmatrix} h_1c_1 \\ h_2c_2 \end{pmatrix} \quad (3.28)$$

avec :

$$XX = m_1l_{G_1}^2 + (m_2 + m_3)l_1^2 + J_1 + \mathbf{n}^2J_m \quad (3.29)$$

$$XY = l_1(m_2l_{G_2} + m_3l_2) \quad (3.30)$$

$$YY = m_2l_{G_2}^2 + m_3l_2^2 + J_2 \quad (3.31)$$

$$h_1 = (m_1l_{G_1} + (m_2 + m_3)l_1)g \quad (3.32)$$

$$h_2 = (m_2l_{G_2} + m_3l_2)g \quad (3.33)$$

où g est la constante de gravité.

Élimination du multiplicateur de Lagrange Pour éliminer le multiplicateur de Lagrange dans l'équation (3.21), il suffit de reprendre les contraintes cinématiques définies par l'équation (3.23), et de les dériver par rapport au temps :

$$\phi_r(\mathbf{q}_r)\ddot{\mathbf{q}}_r + \dot{\phi}_r(\mathbf{q}_r)\dot{\mathbf{q}}_r = 0 \quad (3.34)$$

À partir de cette équation et de l'équation (3.21), et en omettant les dépendances, nous obtenons :

$$\lambda = (\phi_r M_r^{-1} \phi_r^T)^{-1} \left(-\dot{\phi}_r \dot{\mathbf{q}}_r - \phi_r M_r^{-1} (\mathbf{\Gamma}_m - \mathbf{J}_r^T f_h - C_r \dot{\mathbf{q}}_r - \mathbf{g}_r - \mathbf{d}_r) \right) \quad (3.35)$$

Alors, en remplaçant λ dans l'équation du modèle dynamique nous pouvons écrire :

$$M_r \ddot{\mathbf{q}}_r + \left(\mathbf{R}_r \dot{\phi}_r + P_r C_r \right) \dot{\mathbf{q}}_r + P_r \mathbf{g}_r + P_r \mathbf{n}_r = P_r \mathbf{\Gamma}_m - P_r \mathbf{J}_r^T f_h \quad (3.36)$$

où

$$P_r = \mathbf{I} - \phi_r^T (\phi_r M_r^{-1} \phi_r^T)^{-1} \phi_r M_r^{-1}$$

est une matrice de dimension (2×2) , et \mathbf{I} la matrice identité et

$$\mathbf{R}_r = \phi_r^T (\phi_r M_r^{-1} \phi_r^T)^{-1}$$

un vecteur de dimension (2×1) .

Modèle dynamique dans l'espace cartésien D'après les équations (3.17) et (3.18), nous savons que $\dot{\mathbf{q}}_r = \mathbf{A}(\mathbf{q}_r)\dot{r}$, avec $\mathbf{A}(\mathbf{q}_r) = \begin{pmatrix} -\frac{c_2-3}{l_1s_{1-2}} & \frac{c_1-3}{l_2s_{1-2}} \end{pmatrix}^T$.

Le modèle (3.36) peut donc être exprimé dans l'espace cartésien, en fonction de r , \dot{r} et \ddot{r} :

$$M_x(\mathbf{q}_r)\ddot{r} + C_x(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r)\dot{r} + G_x(\mathbf{q}_r) + D_x(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = f_m - f_h \quad (3.37)$$

avec f_m la force motrice,

$$M_x(\mathbf{q}_r) = (\mathbf{P}_r \mathbf{J}_r^T)^+ M_r \mathbf{A} \quad (3.38)$$

$$C_x(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = (\mathbf{P}_r \mathbf{J}_r^T)^+ \left((\mathbf{C}_r \mathbf{P}_r + \mathbf{R}_r \dot{\phi}_r) \mathbf{A} + M_r \dot{\mathbf{A}} \right) \quad (3.39)$$

$$G_x(\mathbf{q}_r) = (\mathbf{P}_r \mathbf{J}_r^T)^+ \mathbf{P}_r \mathbf{g}_r \quad (3.40)$$

$$D_x(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) = (\mathbf{P}_r \mathbf{J}_r^T)^+ \mathbf{P}_r \mathbf{d}_r \quad (3.41)$$

où X^+ représente la pseudo-inverse de la matrice X . Après avoir présenté le prototype construit, nous détaillerons l'identification du modèle dynamique rigide.

3.3.6 Prototype

Le prototype de l'interface haptique dédiée à l'insertion d'aiguille est appelé CT-Master, en référence au CT-Bot. Ce prototype a été conçu avec le souhait qu'il soit aussi compact et portable que possible. Il résulte donc d'un compromis entre effort exercé et encombrement.

Motorisation

Le CT-Master ne nécessite qu'un seul moteur. Nous avons choisi un moteur de type brushless de marque Maxon. Le choix d'un moteur synchrone auto-piloté présente certains avantages vis-à-vis des moteurs à courant continu, notamment l'absence de balais qui réduit les frottements, l'entretien et qui présente un meilleur ratio couple/encombrement. Ces moteurs présentent également une faible inertie, ce qui est très intéressant pour le rendu haptique. Le moteur EC-32 de Maxon a été choisi sur la base du couple permanent qu'il peut exercer, en accord avec les efforts maximum de l'ordre de 10 N que l'on souhaite pouvoir restituer à l'utilisateur (voir figure 3.23). Ce moteur est associé à un variateur quatre quadrants qui peut être commandé soit en vitesse, soit en courant. Nous avons choisi de le commander directement en courant. Le variateur permet d'augmenter de manière transitoire le courant, ce qui permet d'atteindre un couple moteur égal à trois fois le couple permanent maximum.

Capteur d'effort

L'utilisation d'un moteur brushless commandé en courant permet théoriquement de restituer les efforts que l'on souhaite car le couple exercé est proportionnel au courant grâce à la commande du variateur. Cependant, dans le but d'accroître les performances du retour d'efforts et de mesurer précisément les efforts côté maître, nous avons choisi d'intégrer un capteur d'effort. Les efforts ne devant être mesurés que selon l'axe d'insertion, nous avons opté pour un capteur à un degré de liberté en traction/compression de marque SCAIME, dont l'étalonnage a été vérifié. Ce capteur est pénalisé par un bruit de mesure assez important, avec une variance de $0,25 \text{ N}^2$, en partie dû à l'électronique développée. Un filtre passe-bas numérique de type Butterworth convenablement choisi, a été implémenté de manière à réduire le bruit de mesure tout en n'induisant pas trop de retard.

Modèle CAO et Prototype

Le modèle CAO de l'interface CT-Master est présenté à la figure 3.24. Le système bielle-manivelle est isolé à la figure 3.25. La manivelle est actionnée par le moteur via le cabestan

sur lequel vient s'enrouler un câble, attaché à la manivelle et pré-contraint. La bielle permet de transmettre le mouvement au chariot. Le rapport des diamètres de la manivelle et du cabestan donne le rapport de réduction en sortie du réducteur ainsi constitué. Nous avons choisi un rapport de réduction de 10, réalisant un bon compromis entre amplification du couple moteur et encombrement de la manivelle. Un point délicat de la conception réside dans le montage du capteur d'effort. Celui-ci doit être placé de manière à mesurer les efforts appliqués par l'utilisateur sur l'organe terminal. Pour cela, nous l'avons intercalé entre deux chariots montés sur le rail de guidage adapté. Le premier chariot est connecté à la bielle, et le second à l'organe terminal. L'orientation du biseau est mesurée par un potentiomètre monté sur l'extrémité de l'organe terminal. La figure 3.27 présente le prototype du CT-Master. L'organe terminal est une aiguille de vertébroplastie, qui offre une certaine rigidité et une bonne ergonomie ce qui permet aux radiologues une prise en main familière. Un interrupteur intégré à l'aiguille, au niveau du point de saisie, permet à l'utilisateur d'activer ou de désactiver le couplage maître-esclave. Le guidage linéaire est réalisé par un rail et des chariots miniatures à recirculation de billes. Un axe passif avec une vis de réglage permet d'incliner l'interface de manière à l'orienter pour une bonne ergonomie. Le système a été prévu pour intégrer d'autres fonctionnalités. Par exemple un potentiomètre, sur la face avant du carter, permet à l'utilisateur de jouer sur le facteur de démultiplication des mouvements dans le but d'être plus précis. Le carter, ainsi que la manivelle ont été réalisés en prototypage rapide à base de résine. Les chariots montés sur le rail de guidage ainsi que la bielle ont été réalisés en frittage de poudre métallique. Enfin les pièces nécessitant une plus grande précision, telles que le cabestan ou l'axe de poulie qui réalise la liaison pivot entre la manivelle et le bâti ont été usinées.

L'objectif, pour cette première version du prototype, était d'intégrer tout les composants du système dans une seule boîte. L'électronique des capteurs, l'électronique de puissance, l'alimentation, ainsi que toute la motorisation tiennent finalement dans un carter de 195 x 180 x 155 mm. La liaison avec le PC et l'alimentation sont les seuls câbles qui sortent du carter, ce qui facilite l'installation et le déplacement de l'interface.

Contrôleur

Le contrôleur de l'interface est implémenté sur un système d'exploitation temps-réel Linux, de type RTAI version 3.0. Les conversions analogique-numérique et numérique-analogique sont réalisées par des modules d'une carte d'acquisition qui fonctionne sur un bus PCI. La partie logicielle du contrôleur a été conçue de manière à pouvoir soit interagir avec un environnement virtuel, soit fonctionner en mode téléopération avec un robot esclave, bien qu'à l'heure actuelle seul le mode téléopération ait été utilisé. L'acquisition des mesures de positions et d'efforts est cadencée à 1 kHz. En mode téléopération, la communication avec le contrôleur du robot esclave est réalisée par une liaison série rapide de 9 Mbit.s^{-1} également cadencée à 1 kHz. Le contrôleur permet d'envoyer des consignes de courant au variateur du moteur brushless de façon à piloter les efforts à restituer. La commande utilisée en téléopération sera développée ultérieurement. Une interface homme-machine permet à l'utilisateur d'initialiser l'interface puis de choisir le mode de fonctionnement.

3.3.7 Identification du modèle dynamique

Dans ce paragraphe, nous proposons d'identifier le modèle dynamique rigide de l'interface haptique CT-Master décrit par l'équation (3.21). Si l'on connaît exactement les matériaux qui composent les différentes pièces du mécanisme, il est alors facile de déterminer leur matrice

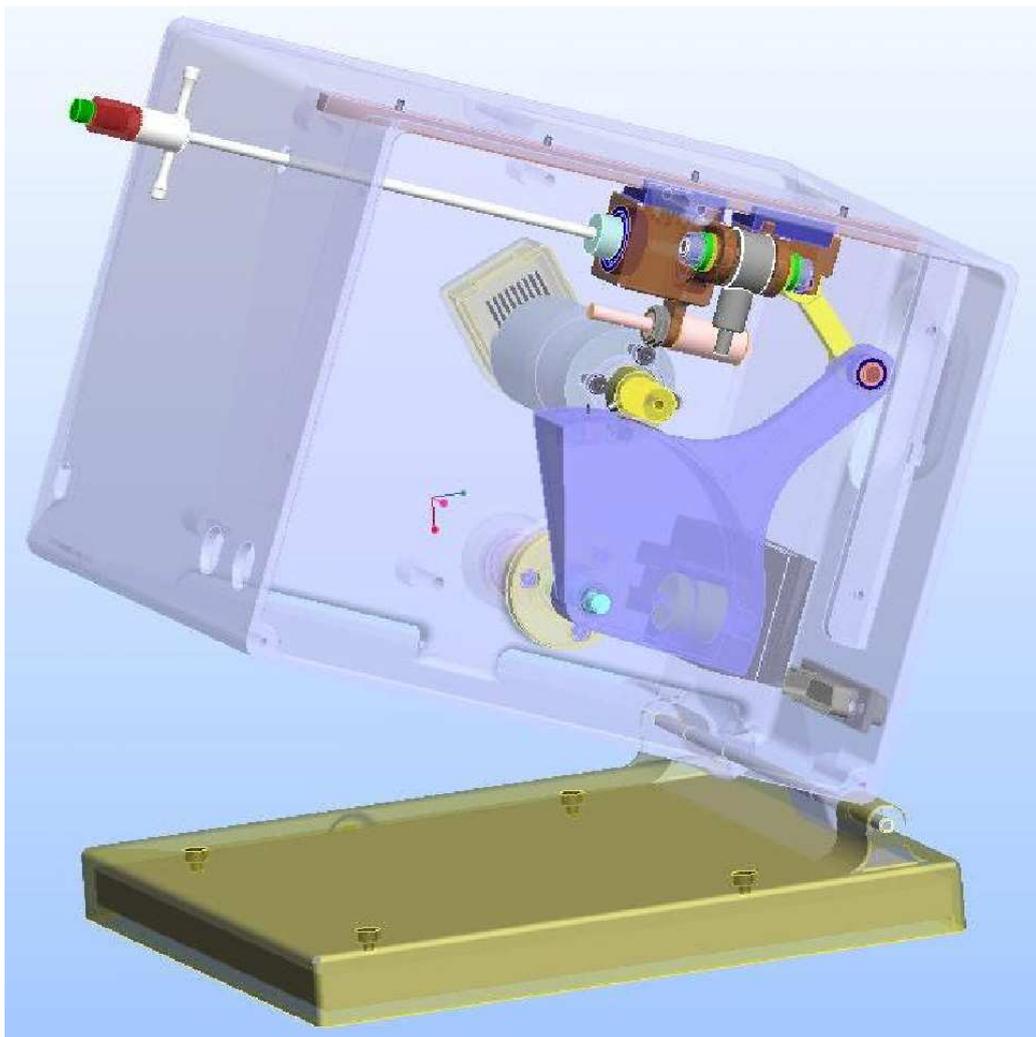


FIG. 3.24 – Modèle CAO complet de l'interface CT-Master.

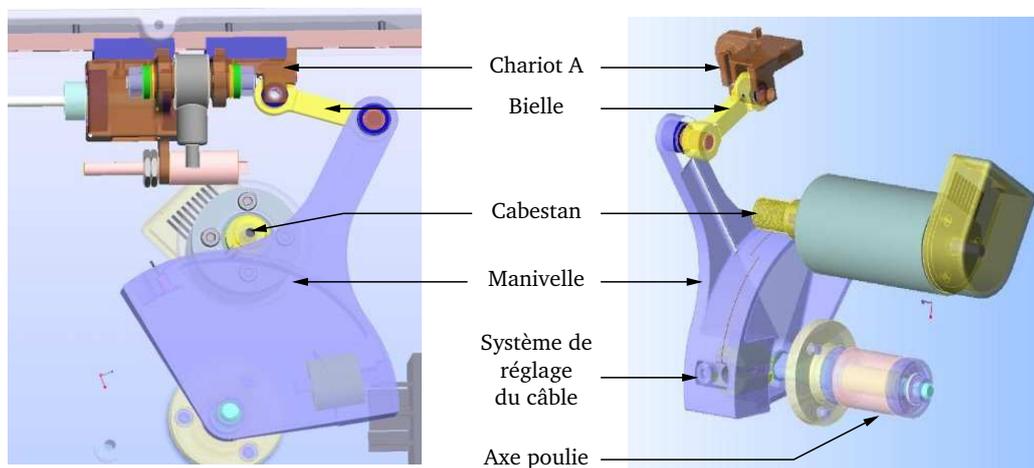


FIG. 3.25 – Modèle CAO du réducteur de l'interface CT-Master.

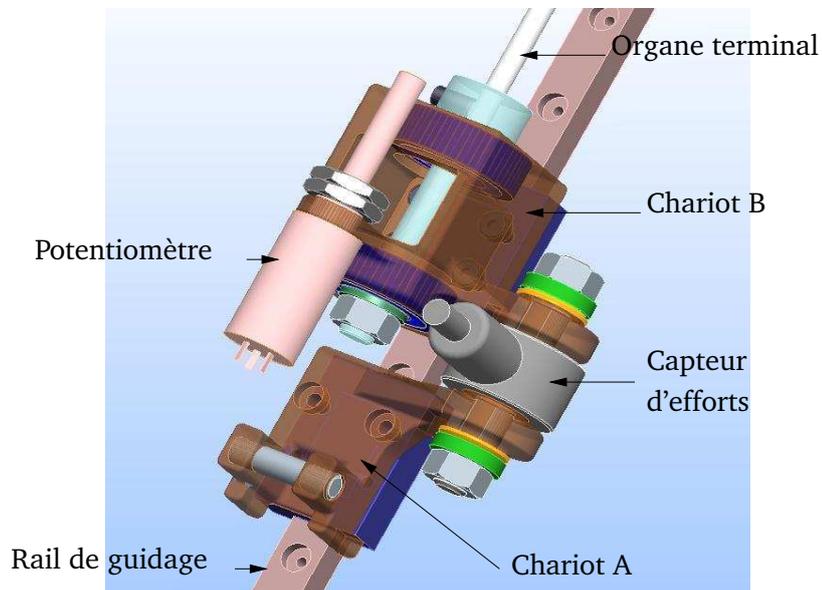


FIG. 3.26 – Modèle CAO du système de montage du capteur d'efforts.

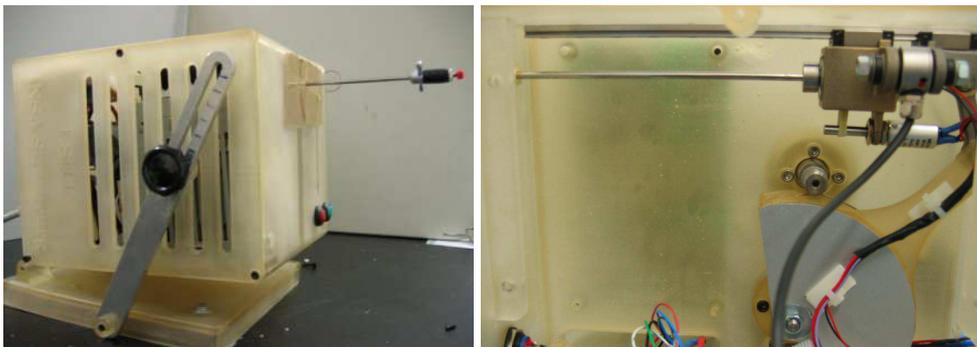


FIG. 3.27 – Première version de l'interface CT-Master. Vue carter fermé à gauche et carter ouvert avec mécanisme bielle manivelle et capteur d'effort à droite.

d'inertie, leur centre de gravité et leur masse à l'aide du logiciel de CAO ProEngineer avec lequel les pièces ont été conçues. Cependant, en pratique, la composition de ces pièces n'est pas tout à fait homogène et certains composants achetés ne sont pas aussi bien connus. Il est donc intéressant d'identifier les différents paramètres dynamiques du modèle. A partir du modèle dynamique présenté précédemment, le vecteur des paramètres à identifier :

$$\boldsymbol{\theta} = (XX \ XY \ YY \ h_1 \ h_2 \ \sigma_0 \ \sigma_1)^T \quad (3.42)$$

permet de réécrire le modèle dynamique (3.21) sous la forme, linéaire en fonction de $\boldsymbol{\theta}$:

$$C_m(k) = \boldsymbol{\varphi}(k)^T \boldsymbol{\theta} + \rho(k) \quad (3.43)$$

où $C_m(k)$ est le couple à l'instant k , $\boldsymbol{\varphi}(k)$ le vecteur régresseur contenant les informations mesurée sur le système. En omettant la dépendance par rapport au temps par soucis de clarté, ce vecteur est défini par :

$$\boldsymbol{\varphi} = \begin{pmatrix} \ddot{q}_1 \\ c_{1-2} (\ddot{q}_2 - \alpha \ddot{q}_1) + s_{1-2} (\dot{q}_2^2 + \alpha \dot{q}_1^2) \\ -\alpha \ddot{q}_2 \\ c_1 \\ -\alpha c_2 \\ \beta^2 \dot{q}_1 \\ -\beta \text{sign}(-\beta \dot{q}_1) \end{pmatrix} \quad (3.44)$$

avec $\alpha = \frac{l_1 c_{1-3}}{l_2 c_{2-3}}$, et $\beta = l_1 \frac{s_{1-2}}{c_{2-3}}$. La variable $\rho(k)$ est une variable aléatoire due aux bruits de mesures et aux erreurs de modèle. Sachant qu'une série de mesures est composée de N échantillons, alors la matrice d'observation est définie par :

$$\mathbf{W} = (\boldsymbol{\varphi}(1) \ \boldsymbol{\varphi}(2) \ \dots \ \boldsymbol{\varphi}(N)) \quad (3.45)$$

et le vecteur de mesure par :

$$\mathbf{Y} = (C_m(1) \ C_m(2) \ \dots \ C_m(N))^T \quad (3.46)$$

Le vecteur des résidus $\boldsymbol{\rho}$ est composé des N valeurs de $\rho(k)$. L'équation (3.43) s'écrit alors :

$$\mathbf{Y} = \mathbf{W}^T \boldsymbol{\theta} + \boldsymbol{\rho} \quad (3.47)$$

Une méthode classique pour résoudre ce système consiste alors à déterminer la solution $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ de l'équation (3.47), qui minimise l'erreur de reconstruction au sens des moindres carrés. La solution s'écrit $\hat{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{W}^+ \mathbf{Y}$. Le conditionnement de la matrice \mathbf{W} doit être le plus faible possible afin d'avoir les meilleurs résultats d'estimation. Comme la matrice d'observation dépend des coordonnées, des vitesses et des accélérations articulaires, il est important de déterminer des trajectoires excitantes qui puissent minimiser le conditionnement de la matrice \mathbf{W} , défini par le rapport entre ses valeurs singulières maximale σ_{max} et minimale σ_{min} .

Sachant que l'interface est commandée directement en couple, une identification en boucle ouverte peut s'avérer difficile à mettre en œuvre. Nous avons donc développé une technique d'identification en boucle fermée, dont le principe est illustré à la figure 3.28. L'interface est asservie en position dans l'espace articulaire par un correcteur proportionnel avec retour tachymétrique, puis une séquence binaire pseudo-aléatoire (SBPA) est superposée au signal de

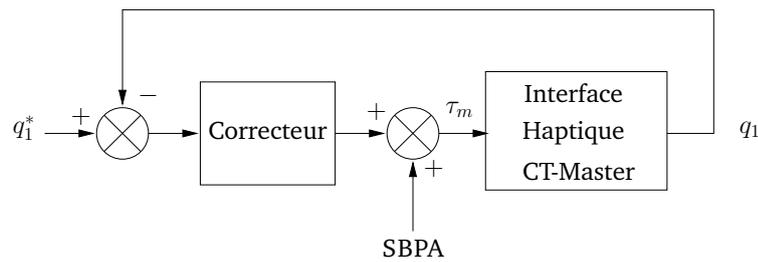


FIG. 3.28 – Identification en boucle fermée du modèle dynamique de l'interface.

commande. Le signal de commande résultant envoyé à l'actionneur de l'interface est la combinaison d'une SBPA pour exciter les composantes inertielles du modèle et d'une composante sinusoïdale basse fréquence (1 Hz) pour exciter les composantes de frottements. Pour identifier les composantes de la gravité, l'interface est inclinée au début de la procédure. Le signal de commande C_m , la mesure de position articulaire q_1 ainsi que la consigne en position q_1^* sont présentés sur la figure 3.29. On constate que la SBPA génère des fronts d'amplitudes assez importantes, plus ou moins brefs. Une composante quasi-continue dans le signal C_m permet de compenser l'effet de la gravité, ce qui sera utile pour l'identification.

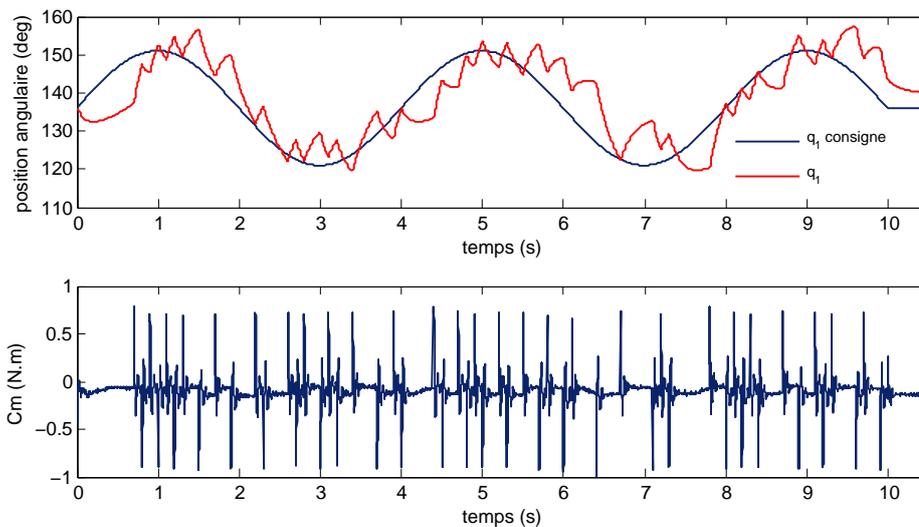


FIG. 3.29 – En haut, la position angulaire mesurée et consigne lors de l'identification. En bas, le couple moteur appliqué à la structure de l'interface lors de l'identification.

Les vitesses et les accélérations articulaires nécessaires pour constituer la matrice d'observation ont été obtenues par une dérivation numérique. L'inconvénient d'une telle dérivation est l'introduction d'un bruit plus ou moins important sur la vitesse et l'accélération. Comme l'identification est réalisée hors-ligne, un post-traitement peut être réalisé sur les données brutes. Nous avons réalisé un filtrage passe-bas à l'aide d'un filtre de Butterworth d'ordre quatre dont la bande passante de 150 Hz a été soigneusement choisie [Laroche06], associé à un filtre aller-retour afin de limiter le retard. En pratique, l'identification a été réalisée sur une même série de mesures,

divisée en deux jeux : un jeu de mesure pour l'identification et l'autre pour la validation du modèle.

L'identification avec minimisation de l'erreur au sens des moindres carrés permet d'obtenir les paramètres estimés présentés dans le tableau 3.3. Les résultats ont été obtenus avec un conditionnement de la matrice d'observation $\sqrt{\frac{\sigma_{max}}{\sigma_{min}}} = 88$. Le tableau 3.3 présente aussi, à titre indicatif, les valeurs de ces mêmes paramètres, déterminés au mieux à l'aide de la CAO. Il est à noter que les valeurs obtenues par la CAO ne tiennent pas compte d'éventuelles modifications apportées au système durant les expériences, sans compter les incertitudes sur les différentes pièces et sur le paramètre d'inclinaison de l'interface. Pour juger de la qualité de l'identification, nous utilisons l'écart-type relatif [Janot06]. Cette mesure se base sur la matrice de covariance de l'erreur d'estimation. En supposant que l'erreur d'estimation est un vecteur aléatoire centré, dont les composantes sont indépendantes, et qui est uniformément réparti, alors son écart type σ_ρ peut être calculé par l'estimateur non biaisé :

$$\sigma_\rho^2 = \frac{(\mathbf{Y} - \mathbf{W}^T \hat{\boldsymbol{\theta}})^T (\mathbf{Y} - \mathbf{W}^T \hat{\boldsymbol{\theta}})}{N - 7}$$

Nous pouvons alors calculer la matrice de covariance de l'erreur d'estimation par $\Sigma_{\hat{\boldsymbol{\theta}}} = \sigma_\rho^2 (\mathbf{W}^T \mathbf{W})^{-1}$ [Janot06], et l'écart type de la $i^{\text{ème}}$ composante du vecteur d'estimation, notée $\hat{\theta}_i$, est alors donné par $\sigma_{\hat{\theta}_i} = \sqrt{\Sigma_{\hat{\boldsymbol{\theta}}}(i, i)}$ [Janot06]. Finalement, l'écart type relatif est estimé par [Janot06] :

$$\hat{\sigma}_{\hat{\theta}_i} = 100 \frac{\sigma_{\hat{\theta}_i}}{|\hat{\theta}_i|}$$

Cette méthode d'évaluation repose sur un estimateur non biaisé, or l'identification en boucle fermée peut introduire un biais d'estimation, car l'entrée n'est pas décorrélée de la sortie. Donc, l'écart type relatif est à considérer avec prudence [Janot06]. Il donne cependant une bonne idée de la pertinence des résultats. Comme nous pouvons le constater, les paramètres XX , h_1 et h_2

	Paramètres CAO	Paramètres estimés	$\hat{\sigma}_{\hat{\theta}_i}$ (%)
$XX (kg \cdot m^2)$	$14,85 \cdot 10^{-4}$	$23,5 \cdot 10^{-4}$	1,0
$XY (kg \cdot m^2)$	$2,62 \cdot 10^{-4}$	$9,7 \cdot 10^{-4}$	14,8
$YY (kg \cdot m^2)$	$0,78 \cdot 10^{-4}$	$3,7 \cdot 10^{-4}$	9,8
$h_1 (kg \cdot m^2 \cdot s^{-2})$	0,1209	0,184	1,6
$h_2 (kg \cdot m^2 \cdot s^{-2})$	0,0257	0,063	4,0
$\sigma_0 (N \cdot s^{-1} \cdot m)$	N.C.	1,85	4,0
$\sigma_1 (N)$	N.C.	0,48	2,3

TAB. 3.3 – Valeurs numériques des paramètres dynamiques de l'interface haptique.

sont plutôt bien estimés, alors que les paramètres XY et YY sont plus sensibles aux conditions expérimentales et donc leur estimation est moins bonne. En ce qui concerne les paramètres du modèle de frottement, les valeurs numériques semblent tout à fait cohérentes avec les valeurs classiques de la littérature. Cependant, nous avons constaté au cours des différents essais que ces valeurs sont variables en fonction de la position r . Afin de juger de la qualité de ce modèle nous avons effectué une série de mesures à faible vitesse, que nous présentons dans la suite de ce paragraphe.

Analyse du modèle D'après les résultats présentés à la figure 3.30 qui présentent le couple appliqué sur la manivelle et le couple estimé, nous pouvons voir que le modèle dynamique identifié permet de reconstruire le couple C_m assez fidèlement, sachant que l'inclinaison q_3 de l'interface est connue approximativement et que la flexibilité du câble de la transmission est négligée. Cependant, les mouvements qui nous intéressent sont généralement réalisés à faible vitesse, et dans ce cas les frottements peuvent devenir très perturbants. Les résultats présentés à la figure 3.31 montrent l'évolution du couple C_m en fonction de la vitesse angulaire pour un mouvement sinusoïdal à faible vitesse. On constate que pour une partie du mouvement le modèle est assez fiable. Un modèle plus raffiné permettrait sans doute d'obtenir de meilleurs résultats mais nécessiterait une procédure d'identification différente avec d'autres signaux d'excitation. En considérant que les mouvements sont effectués lentement, les effets de Coriolis et

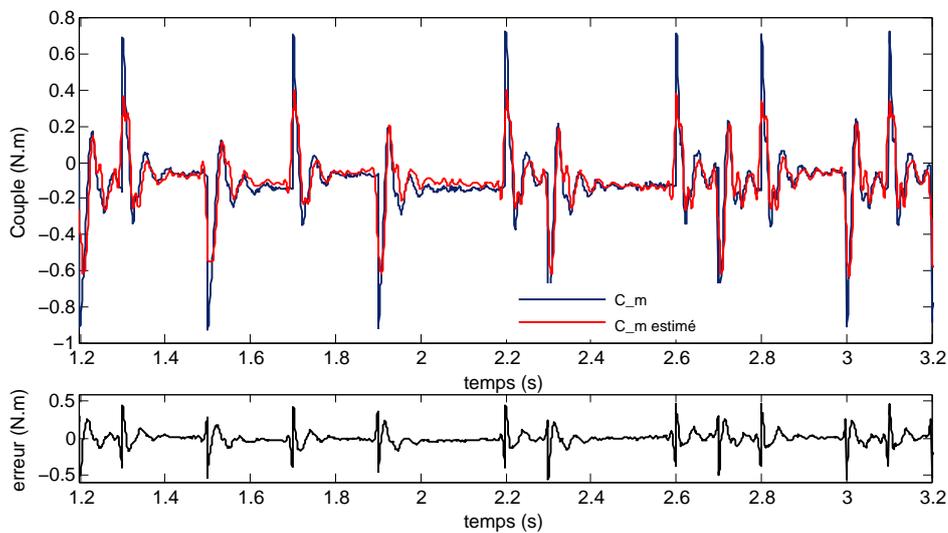


FIG. 3.30 – Validation du modèle dynamique identifié. Présentation du couple moteur (en bleu) et du couple moteur estimé (en rouge).

centrifuge peuvent être négligés, il ne reste donc plus que les frottements, la gravité et l'inertie. A partir de l'expression du modèle dynamique dans l'espace cartésien, donné par l'équation (3.37), et des valeurs numériques des paramètres estimés, l'évolution de l'inertie exprimée dans l'espace cartésien M_x , en fonction de q_1 est présentée sur la figure 3.32. On constate que celle-ci reste relativement constante sur la plage de fonctionnement de l'interface. Ces observations nous permettront, au chapitre 5, d'établir un modèle LTI de l'interface maître pour la synthèse des lois de commande en téléopération.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté la conception et la réalisation d'un système de télémanipulation avec retour d'efforts destiné aux interventions percutanées sous scanner. La première partie est consacrée à la conception du système esclave d'insertion d'aiguille venant s'adapter au système de positionnement CT-Bot, déjà existant. La solution retenue utilise un chariot en

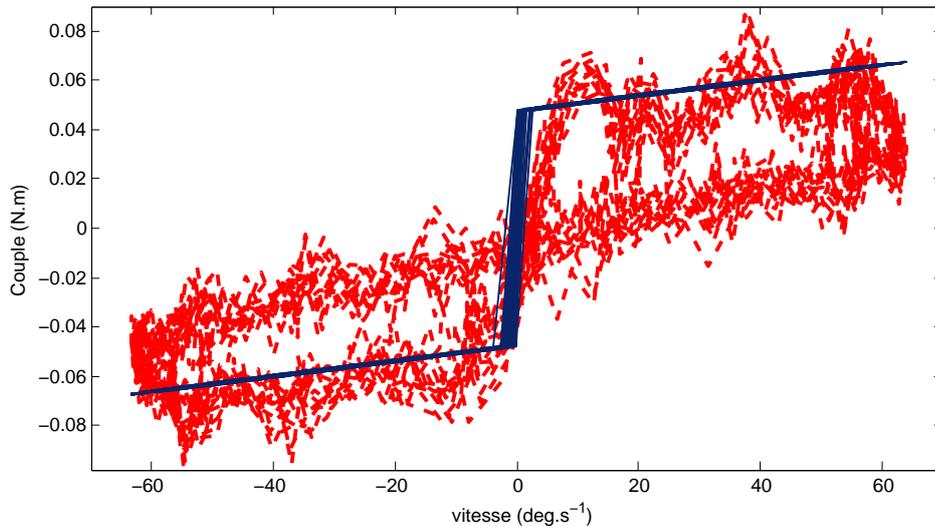


FIG. 3.31 – Validation du modèle de frottement à partir des paramètres estimés au cours d'un mouvement sinusoïdale à faible vitesse (mesures en pointillés et le modèle en trait plein).

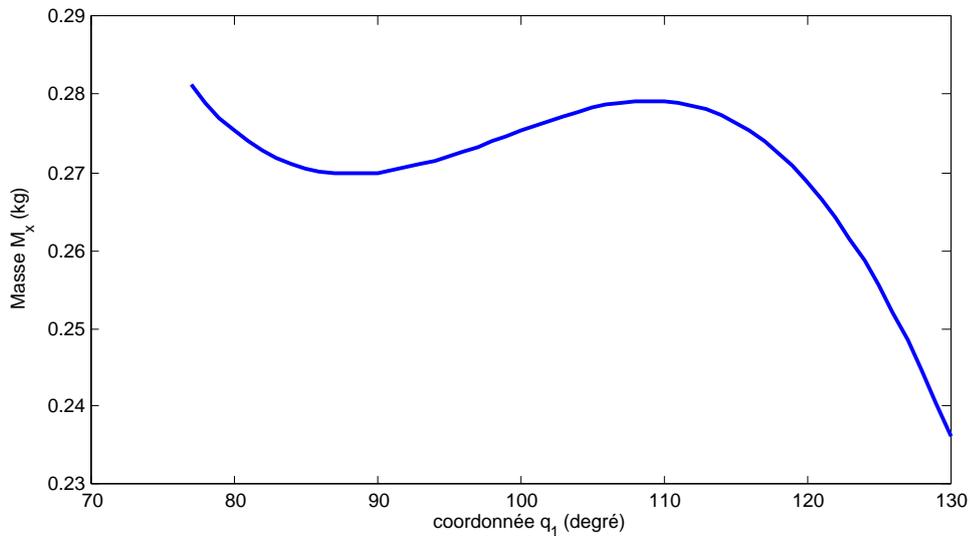


FIG. 3.32 – Évolution de M_x en fonction de q_1 , à partir des paramètres dynamiques estimés.

translation, pour enfoncer l'aiguille, sur lequel vient se monter un système de préhension, pour saisir l'aiguille. Nous avons présenté les deux versions successives du porte-aiguille. La première utilisant deux mandrins à trois mors pour saisir l'aiguille a mis en évidence certaines limitations. Nous nous sommes donc orientés vers une deuxième version du porte-aiguille, n'utilisant plus qu'un seul mandrin, dont les mors et le principe de fonctionnement permet un alignement automatique de l'aiguille. L'utilisation d'un seul mandrin, avec une grande ouverture autorise un plus grand débattement de l'aiguille lors des mouvements libres, permettant ainsi de réduire les

lésions sur les organes dues aux mouvements physiologiques. L'intégration d'un capteur d'effort qui demeure une tâche complexe, a été rendu possible par un choix adapté de positionnement du capteur dans le mécanisme. A l'heure actuelle, la seconde version du porte aiguille est en cours de finalisation et de validation.

La seconde partie de ce chapitre porte sur la conception d'une interface à retour d'efforts dédiée à l'insertion d'aiguille. En partant du constat que les systèmes commerciaux ne sont pas bien adaptés au mouvement que l'on souhaite réaliser, nous avons conçu et réalisé une interface qui permet de faire des mouvements rectilignes de relativement grande amplitude. La transformation du mouvement rotatif du moteur en un mouvement de translation a été réalisée par un système bielle-manivelle, associé à un réducteur à cabestan. Ce mécanisme offre un excellent compromis entre encombrement et effort restitué. Les modèles géométrique, cinématique et dynamique de la structure proposée ont été développés et l'identification des paramètres dynamiques réalisée.

Deuxième partie

Télémanipulation bilatérale en interaction avec un environnement mou et non linéaire

Chapitre 4

Commande bilatérale : principes et outils d'analyse

4.1 Introduction

Un Télémanipulateur Maître-Esclave (TME) est un dispositif électro-mécanique qui permet à un opérateur humain de réaliser une tâche à distance ou d'accroître ses capacités physiologiques. La figure 4.1 présente le schéma synoptique général d'un TME. On peut constater que celui-ci est composé de cinq éléments. D'un côté l'opérateur humain manipule l'interface maître.

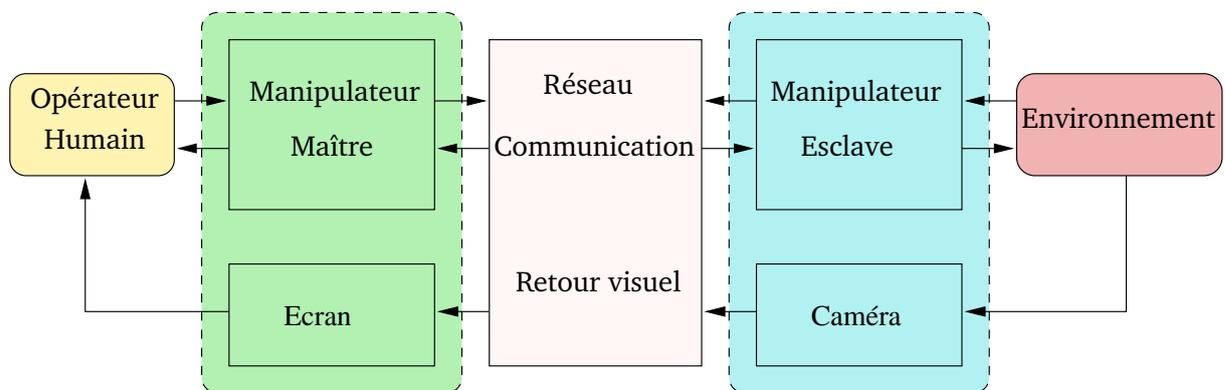


FIG. 4.1 – Schéma de principe de la téléopération avec les cinq composantes du système.

Les mouvements qu'il réalise avec cette interface sont transmis vers le manipulateur esclave via un réseau de communication. De l'autre côté, le manipulateur esclave reproduit les mouvements de manière à accomplir la tâche. On parle de téléopération bilatérale si les interactions entre le manipulateur esclave et l'environnement sont restituées à l'utilisateur par l'intermédiaire de l'interface maître. Le terme de couplage kinesthésique entre l'opérateur et l'environnement est aussi employé pour désigner la téléopération bilatérale. Dans le cas contraire, si les interactions ne sont pas renvoyées à l'utilisateur, on parle alors de téléopération unilatérale. Dans le domaine médical la sensation des efforts d'interaction des outils avec les tissus est primordiale, en particulier lorsqu'il s'agit d'interventions mini-invasives comme nous l'avons développé au chapitre 2. Étant donné le contexte médical de ce travail, nous nous intéresserons donc en priorité à la téléopération bilatérale.

Bref historique

Le premier TME moderne, composé d'un système maître et d'un système esclave, fut développé dans les locaux de l'Argonne National Laboratory à Chicago aux États-Unis, au sein de l'équipe de R. Goertz, aux alentours de 1945. Ce premier dispositif a été conçu pour la manipulation de produits radioactifs. La course au nucléaire, après la seconde guerre mondiale, permit de mettre au point rapidement des systèmes entièrement mécaniques offrant six degrés de liberté avec retour d'efforts. L'inconvénient majeur de ces premiers TME résidait dans la transmission des mouvements par un système mécanique composé de câbles et de poulies, ce qui limitait considérablement l'éloignement entre les deux sites. Afin de remédier à ce problème, R. Goertz présenta en 1954 une version modifiée du TME de 1945 avec des transmissions électriques et hydrauliques (figure 4.2). La structure d'un tel système ouvrait de nombreuses possibilités, en

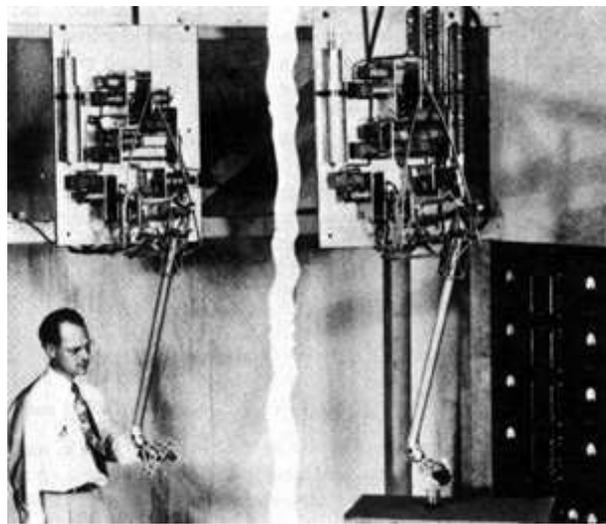


FIG. 4.2 – Télémanipulateur maître-esclave de Goertz en 1954

particulier dans les domaines militaires, de l'exploration sous-marine et spatiale.

Jusqu'à la fin des années 70, la structure mécanique des manipulateurs maître et esclave était exclusivement symétrique, rendant certaines manipulations peu confortables. L'avènement de l'informatique dans la commande des systèmes électro-mécaniques a permis de faire évoluer les structures maître et esclave et ainsi d'abandonner cette symétrie. A partir des années 80, les TME sont ainsi devenus plus ergonomiques et mieux adaptés aux applications pour lesquelles ils étaient destinés. Les domaines d'applications se sont depuis diversifiés pour s'orienter aussi bien vers la micro-manipulation pour la biologie ou la médecine, que vers la manipulation d'objets lourds et volumineux, pour les travaux publics. Cette évolution a suscité diverses problématiques de recherche, en particulier dans les domaines de l'automatique, de la mécanique et de l'électrotechnique. Au début des années 90, les techniques de réalité virtuelle ont franchi une nouvelle étape en intégrant le retour d'efforts à la simulation.

Problématiques de commande Dans cette deuxième partie du mémoire nous allons nous intéresser plus précisément aux problématiques liées à l'analyse et la commande de ces systèmes, dans le contexte particulier de l'insertion d'aiguille dans un environnement mou et non linéaire. Nous étudierons par ailleurs l'impact de l'interaction avec un opérateur humain et la manière

dont celle-ci peut être intégrée à la commande. Mais tout d'abord il convient de présenter les concepts de base de la commande bilatérale, ce que nous faisons dans ce chapitre. La première partie du chapitre est consacrée à la modélisation du TME, puis les notions de stabilité et de transparence sont présentées. Enfin, les lois de commande principales à deux et quatre canaux sont introduites.

4.2 Modélisation du système

La modélisation d'un TME permet de mieux comprendre les interactions entre les différents éléments du système, réaliser des simulations pour mettre en place des stratégies de commande ou encore analyser la stabilité et les performances du TME. Pour cela, deux techniques sont classiquement utilisées dans la littérature :

- la modélisation sous forme de schémas blocs, où chaque élément est modélisé par une fonction de transfert ;
- la modélisation sous forme de quadripôles ou ports d'interaction, qui permet de mettre en évidence les échanges d'énergie entre ces éléments.

Sans être fondamentalement différentes, ces deux techniques sont complémentaires. La modélisation sous forme de schémas blocs permet de facilement simuler et synthétiser des lois de commande, alors que la représentation sous forme de quadripôles est particulièrement bien adaptée à l'analyse des structures de téléopération bilatérale [Lazeroms99]. Dans la suite de cette section, nous présentons brièvement les deux modélisations.

4.2.1 Modélisation du comportement de l'opérateur humain

La modélisation de l'être humain en interaction avec un système électro-mécanique est depuis très longtemps un domaine de recherche très actif. À notre connaissance, les premiers travaux sur le sujet datent de la fin des années 70, avec les modèles de McRuer ou de Kleinman afin de modéliser le comportement des pilotes de l'aérospatiale [McRuer67, Kleinman70]. Bien que les problématiques en télérobotique soient similaires, les chercheurs du domaine ne se sont intéressés à ces travaux que bien plus tard [Sheridan89, Brooks90]. Tous s'accordent aujourd'hui pour dire que l'être humain est un système extrêmement difficile à modéliser. Comme le soulignent McRuer et Jex [McRuer67] ainsi que Hashtrudi-Zaad [Hashtrudi-Zaad00], l'être humain est à la fois un système multi-modèles, adaptatif, ayant la capacité d'apprendre et pouvant ajuster son comportement aux sollicitations extérieures.

Lors d'une manipulation, l'être humain a tendance à fonctionner selon trois modes [Tognetti05] :

- le mode compensatoire fonctionne comme une boucle de rétroaction sur la trajectoire désirée et la trajectoire réelle ;
- le mode poursuite permet d'anticiper la trajectoire dans le cas où l'utilisateur connaît l'environnement avec lequel il interagit ;
- le mode de précognition s'appuie sur l'expérience et l'expertise de l'être humain.

Ces trois modes de fonctionnement sont généralement indissociables. L'être humain peut être amené à les combiner afin d'atteindre ses objectifs pour une tâche donnée.

Outre ces modes de fonctionnement, l'opérateur humain se caractérise par des capacités physiologiques limitées. Par exemple, il percevra mieux les changements de position que les changements de vitesse ou d'accélération. Des études ont montré que le temps de réponse à des stimuli externes était perturbé par des temps de retard dus à la prise de décision et à l'activation

du système neuromusculaire. Ces temps de retard sont variables suivant la complexité de la tâche, la bande passante des stimuli ou encore l'expérience de l'opérateur humain. Ils peuvent varier de 150 ms pour des manipulations simples, jusqu'à 500 ms pour des tâches complexes où la décision est difficile à prendre [Tognetti05].

Le comportement de l'opérateur humain dépend non seulement des dynamiques du système nerveux central (SNC), mais aussi des propriétés mécaniques et dynamiques du bras. Cela rend la modélisation très difficile, en particulier si l'on considère les dynamiques du SNC.

En téléopération avec retour d'efforts, les modèles d'utilisateur pour la simulation, la synthèse et l'analyse des systèmes sont généralement définis pour une posture donnée. Cela permet de ne considérer que le comportement intrinsèque du bras, et ainsi de réduire le modèle à des éléments physiques de base, tels que des masses, des ressorts ou encore des amortisseurs. Actuellement, le modèle d'utilisateur le plus connu et le plus répandu dans la littérature est le modèle masse-amortisseur-ressort (MAR) [Lawrence93, Kosuge92]. Il permet de mettre en relation les positions $x_h(t)$ du bras aux efforts d'intention $f_h^*(t)$, résultant de la contraction des muscles pour accomplir une tâche, et aux efforts d'interaction avec l'environnement $f_h(t)$. Le modèle MAR peut s'écrire sous la forme suivante [Kosuge92] :

$$f_h(t) = f_h^*(t) - m_h \frac{d^2 x_h(t)}{dt^2} - b_h \frac{dx_h(t)}{dt} - k_h x_h(t) \quad (4.1)$$

où m_h est la masse du bras, b_h le coefficient d'amortissement et k_h le coefficient de raideur du bras de l'utilisateur. Dans le domaine de Laplace, l'équation (4.1) s'écrit :

$$F_h(s) = F_h^*(s) - Z_h(s)V_h(s) \quad (4.2)$$

avec l'impédance mécanique équivalente du bras de l'utilisateur $Z_h(s) = \frac{m_h s^2 + b_h s + k_h}{s}$ et $V_h(s)$ la transformée de Laplace de la vitesse du bras $v_h(t)$. On remarquera qu'il s'agit d'un modèle LTI qui ne permet pas de prendre en compte les variations des paramètres biomécaniques m_h , b_h et k_h au cours du temps ou en fonction de la position.

Le modèle MAR permet de décrire facilement la dynamique du bras de l'utilisateur, mais reste limité lorsqu'il s'agit d'interactions plus complexes. Le modèle établi par Kazerooni [Kazerooni93], illustré par le schéma bloc présenté à la figure 4.3, permet de tenir compte explicitement des réflexes et des efforts d'intention. La commande neuronale, décrite par $M(s)$, rend compte

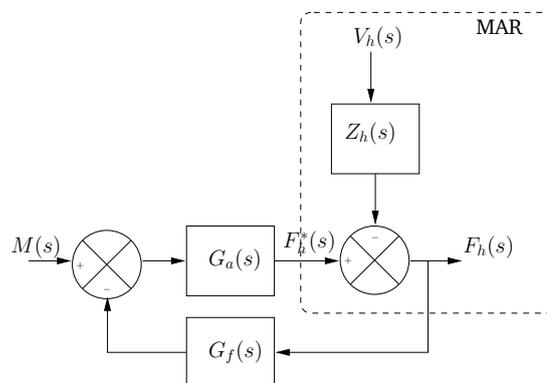


FIG. 4.3 – Modélisation de l'utilisateur avec influence des efforts d'intention et des réflexes.

de l'intention de l'utilisateur de faire un mouvement, amenant à l'activation des muscles. Ce

phénomène d'activation est modélisé par une fonction de transfert du premier ordre avec une constante de temps très rapide, notée $G_a(s)$. Les réflexes sont modélisés par une fonction de transfert du premier ordre avec un temps de retard, notée $G_f(s)$. Celle-ci intervient dans la boucle de rétroaction de suivi de la trajectoire. Le comportement dynamique de l'utilisateur au contact du système manipulé est modélisé par l'impédance mécanique $Z_h(s)$. Le modèle de Kazerooni peut se mettre sous la forme suivante :

$$F_h(s) = \frac{G_a(s)}{1 + G_a(s)G_f(s)}M(s) - \frac{Z_h(s)}{1 + G_a(s)G_f(s)}V_h(s) \quad (4.3)$$

Ce modèle est certes plus complet et permet de mieux décrire certains phénomènes, mais reste relativement complexe à identifier, en comparaison du modèle précédent. On pourra cependant citer les travaux effectués par de Vlugt [deVulgt04] sur l'influence des réflexes spinaux dans le comportement dynamique intrinsèque du bras de l'utilisateur. À l'inverse, le modèle MAR [Kosuge92] est constitué de trois paramètres dynamiques dont l'interprétation physique facilite l'identification.

Afin d'étendre le domaine de validité du modèle MAR, Speich et al. [Sirithanapipat02, Speich05] proposent un modèle MAR à cinq paramètres. En partant du constat que le bras de l'utilisateur est composé des sous-systèmes main et avant bras, Speich et al. proposent de connecter deux systèmes MAR [Speich05]. Les résultats expérimentaux montrent que ce modèle permet d'étendre le domaine de validité par rapport au modèle MAR à trois paramètres. Cependant, la version présentée dans [Speich05] ne tient pas compte explicitement du mouvement d'intention de l'utilisateur. Comme le suggèrent Sirithanapipat [Sirithanapipat02] et de Vulgt [deVulgt04], il est envisageable d'intégrer ce mouvement d'intention dans le modèle en utilisant la formulation suivante :

$$F_h(s) = -\frac{Z_a(s)Z_h(s)}{Z_h(s) + Z_a(s)}V_h(s) + \frac{Z_a(s)Z_c(s)}{Z_h(s) + Z_a(s)}V_h^*(s) \quad (4.4)$$

avec $V_h^*(s)$ la vitesse désirée du bras de l'utilisateur, $Z_a(s) = \frac{k_a + b_a s}{s}$ l'impédance mécanique équivalente de la main, $Z_c(s) = \frac{k_h + b_h s}{s}$ l'impédance mécanique représentant l'activation des muscles et $Z_h^{-1}(s) = \frac{s}{m_h s^2 + b_h s + k_h}$ la fonction de transfert du bras humain en réponse à un stimulus externe. À titre d'exemple Speich et al. [Speich05] proposent les valeurs numériques : $b_h = 7,9 \text{ N.s.m}^{-1}$, $k_h = 375 \text{ N.m}^{-1}$, $m_h = 1,46 \text{ kg}$, $b_a = 4,5 \text{ N.s.m}^{-1}$ et $k_a = 48,8 \text{ N.m}^{-1}$. Pour une posture et une tâche différente de Vlugt [deVulgt04] propose les valeurs numériques suivantes : $b_h = 178 \text{ N.s.m}^{-1}$, $k_h = 14998 \text{ N.m}^{-1}$, $m_h = 1,88 \text{ kg}$, $b_a = 37,3 \text{ N.s.m}^{-1}$ et $k_a = 733 \text{ N.m}^{-1}$. On constate que ces jeux de valeurs sont très différents, ce qui montre l'influence des conditions d'identification et des caractéristiques physiologiques de chaque individu.

Les hypothèses d'identification des paramètres dynamiques du modèle MAR à cinq paramètres sont en fait assez restrictives. Les auteurs supposent non seulement que la partie supérieure du bras est statique mais aussi qu'elle n'intervient pas directement dans la dynamique de maintien de l'interface maître. Pourtant, il a été démontré expérimentalement que la posture du bras joue un rôle non négligeable dans la dynamique d'interaction [Gomi92]. Par ailleurs, il est évident que ces paramètres devraient être évalués pour chaque utilisateur envisagé, tant les différences entre individu influencent les valeurs numériques.

Dans la littérature, il existe des modèles beaucoup plus sophistiqués, qui tiennent compte de la posture du bras et des effets dynamiques et temporels liés au système nerveux. Nous ne les avons pas présentés dans ce mémoire, mais le lecteur curieux pourra se reporter aux travaux de Shadmehr et Mussa-Ivaldi [Shadmehr94]. Ces travaux traitent en particulier de

l'implication du système nerveux dans la perception de l'environnement, ainsi que de son rôle dans l'apprentissage au cours de mouvements dynamiques. Enfin, des travaux récents proposent des modèles à plusieurs degrés de liberté, pour des conditions particulières de manipulation [Tee04, deVulgt03].

4.2.2 Modélisation de l'environnement

D'une manière générale en télérobotique la perception et l'interaction avec l'environnement posent des problèmes. En effet, les objets manipulés ont des propriétés mécaniques différentes les uns des autres, ce qui rend leur modélisation a priori difficile. Cependant, pour notre application médicale, nous savons que l'environnement sera exclusivement constitué d'organes et de tissus vivants mous. Dans ce cas, l'environnement peut être décrit par une impédance mécanique équivalente mettant en relation les vitesses $v_e(t)$, les efforts d'interaction $f_e(t)$ et les efforts internes $f_e^*(t)$. Les efforts internes représentent les efforts propres à l'environnement, qui ne résultent pas de l'interaction, comme par exemple les efforts dus aux mouvements physiologiques du patient. Lorsque le manipulateur esclave est en interaction avec un tel environnement, la relation dans le domaine de Laplace entre vitesse et efforts s'écrit :

$$Z_e(s) = \frac{F_e(s) - F_e^*(s)}{V_e(s)} \quad (4.5)$$

avec $Z_e(s)$ l'impédance mécanique équivalente de l'environnement. Dans la littérature, la majorité des applications supposent que $f_e^*(t) = 0$. Cette hypothèse correspond à un environnement qui ne génère pas d'énergie, donc dissipatif. Elle peut être remise en question si l'on considère des interactions avec des organes vivants. En effet, comme nous l'avons dit précédemment les mouvements physiologiques du patient peuvent être à l'origine d'un effort interne, ce qui compromet l'hypothèse de passivité de l'environnement. À notre connaissance, il n'existe pas de travaux traitant explicitement de ce problème.

Par ailleurs, le modèle (4.5) est souvent écrit comme un modèle LTI. Cependant, d'après l'étude présentée au chapitre 1 sur l'insertion d'aiguille, le modèle de l'environnement pour notre application ne peut pas être décrit par un modèle LTI, puisque les paramètres varient au cours du temps.

4.2.3 Modélisation des manipulateurs maître et esclave

En télémanipulation, les manipulateurs sont classés en deux familles, d'après les caractéristiques structurelles et le type d'actionneurs utilisés [Hashtrudi-Zaad00] :

- les manipulateurs de type impédance sont comparables à des sources d'efforts, car leurs actionneurs sont commandés en efforts ; lors d'une interaction avec un environnement, ils appliquent un effort en réponse à un déplacement de celui-ci [Adams99a]. Généralement ils ont une faible inertie et sont réversibles [Hashtrudi-Zaad00]. Dans la littérature, la plupart des interfaces haptiques sont de ce type. Le schéma bloc d'un tel manipulateur, en interaction avec un environnement, est présenté à la figure 4.4(a). L'impédance est alors notée $Z(s) = Ms + B$, avec M et B respectivement l'inertie et l'amortissement qui caractérisent le comportement dynamique du manipulateur. La vitesse $V(s)$ du manipulateur résulte alors de l'effort de commande $F_c(s)$ et de l'effort d'interaction avec l'environnement $F_{ext}(s)$, suivant l'expression suivante :

$$V(s) = Z(s)^{-1}(F_c(s) - F_{ext}(s)) \quad (4.6)$$

Les signes dépendent naturellement du type d'interaction considérée : l'interaction entre l'utilisateur et l'interface maître, ou celle du manipulateur esclave avec l'environnement ;

- les manipulateurs de type admittance sont comparables à des sources de position, ou de vitesse, car leurs actionneurs sont commandés en position, ou en vitesse ; lors d'une interaction avec un environnement, ils appliquent une position, ou une vitesse, à cet environnement en réponse à un contact avec celui-ci [Adams99a]. Ces manipulateurs sont généralement non réversibles et présentent une grande raideur [Hashtrudi-Zaad00]. La majorité des robots industriels sont de ce type. Le schéma bloc d'un manipulateur de type admittance est présenté sur la figure 4.4(b). L'admittance du manipulateur est $Y(s) = (Ms + B)^{-1}$, et la vitesse du manipulateur $V(s)$ est asservie à la vitesse consigne $V_c(s)$ par l'intermédiaire d'un correcteur généralement de type PI $C_{PI}(s)$. Sachant que l'effort moteur appliqué sur la structure $F_c(s)$ est perturbé par l'interaction avec l'environnement $F_{ext}(s)$, nous obtenons l'expression suivante :

$$V(s) = \frac{C_{PI}(s)Y(s)}{1 + C_{PI}(s)Y(s)}V_c(s) - \frac{Y(s)}{1 + C_{PI}(s)Y(s)}F_{ext}(s) \quad (4.7)$$

Les signes dépendent là encore du type d'interaction. Il est à noter que la perturbation $F_{ext}(s)$, qui résulte de l'interaction du manipulateur avec l'environnement, est en partie rejetée par la boucle de vitesse grâce à l'effet intégral du correcteur. Cela sera détaillé dans le prochain chapitre.

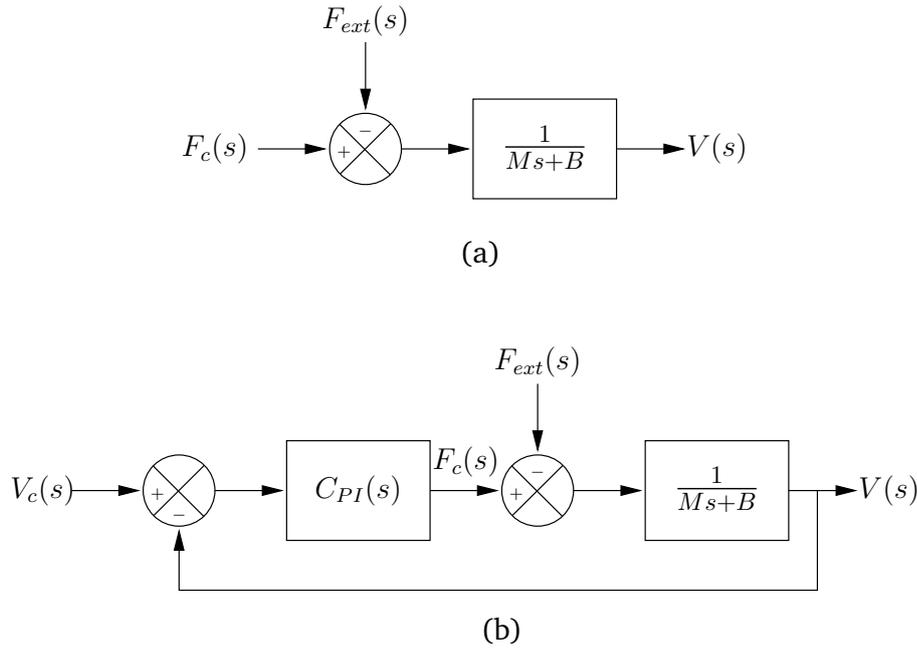


FIG. 4.4 – (a) Manipulateur de type impédance et (b) manipulateur de type admittance.

Pour la suite de ce chapitre, et comme c'est le cas en général dans la littérature, les deux manipulateurs maître et esclave sont de type impédance, représentés respectivement par $Z_m(s)$ pour le maître et $Z_s(s)$ pour l'esclave. La vitesse du manipulateur maître est désignée par $V_h(s)$ du fait de l'interaction avec l'utilisateur nous avons :

$$V_h(s) = Z_m(s)^{-1}(F_m(s) + F_h(s)) \quad (4.8)$$

Si le manipulateur esclave est en contact avec un environnement, décrit par l'équation (4.5), sa vitesse $V_e(s)$ dépend de l'effort d'interaction $F_e(s)$ et de l'effort de commande $F_s(s)$, de la manière suivante :

$$V_e(s) = Z_s(s)^{-1}(F_s(s) - F_e(s)) \quad (4.9)$$

Nous garderons ces conventions pour décrire les structures de commande bilatérale.

4.2.4 Modélisation du réseau de communication

Le réseau de communication permet de transmettre les signaux d'un site à l'autre, ce qui a pour effet d'introduire des temps de retard dans la transmission de données, voire dans certain cas la perte de données. Les problèmes associés aux retards sont un véritable défi pour la communauté automatique, comme en atteste le nombre de publications sur le sujet [Arcara02]. Dans ce mémoire, nous ne nous intéresserons pas à ce problème, puisque dans notre contexte applicatif la communication entre les deux sites se fait par un réseau local entièrement dédié à cette utilisation et que la distance séparant le maître et l'esclave n'excède par quelques mètres.

4.3 Représentation sous forme de quadripôle

La représentation sous forme de quadripôle ou port d'interaction est empruntée à la théorie des systèmes électriques. Particulièrement bien adaptée à l'analyse et la modélisation des systèmes de téléopération avec retour d'efforts, elle permet de représenter de manière assez intuitive les échanges d'énergie et les interactions entre les différents éléments d'un TME. Ce type d'approche est basée sur une analogie entre modèles électriques et mécaniques, où les courants sont remplacés par les vitesses et les tensions par les efforts [Micaelli02, Raju89]. La figure 4.5

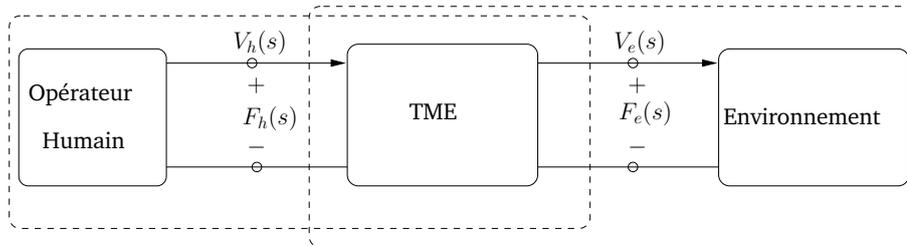


FIG. 4.5 – Représentation sous forme de quadripôle d'un système de téléopération avec retour d'efforts.

donne une représentation très générale d'un système de téléopération avec retour d'efforts sous forme de quadripôle. On constate que les manipulateurs maître et esclave, ainsi que le réseau de communication, sont regroupés pour ne former plus qu'un seul quadripôle en interaction avec deux dipôles représentant respectivement l'opérateur et l'environnement. Il est alors possible d'exprimer la relation entrée/sortie du TME sous forme matricielle.

Les représentations les plus courantes utilisent l'une ou l'autre des matrices d'impédance, d'admittance, hybride ou de répartition (ou scattering en anglais) [Anderson89]. La représentation sous forme hybride est très certainement la plus utilisée [Hannaford89], [Lawrence93], [Hashtrudi-Zaad00]. Pour cette représentation, les relations entre les efforts et les vitesses

s'écrivent de la manière suivante :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = H(s) \begin{pmatrix} V_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

avec la matrice hybride :

$$H(s) = \begin{pmatrix} h_{11}(s) & h_{12}(s) \\ h_{21}(s) & h_{22}(s) \end{pmatrix}$$

Les paramètres h_{ij} de la matrice hybride permettent d'exprimer le couplage entre les différentes variables du système. Ainsi, $h_{11}(s) = \left. \frac{F_h(s)}{V_h(s)} \right|_{F_e=0}$ exprime l'impédance mécanique perçue par l'utilisateur et $h_{22}(s) = -\left. \frac{V_e(s)}{F_e(s)} \right|_{V_h=0}$ l'impédance mécanique vue par l'environnement. Les paramètres $h_{12}(s) = \left. \frac{F_h(s)}{F_e(s)} \right|_{V_h=0}$ et $h_{21}(s) = -\left. \frac{V_e(s)}{V_h(s)} \right|_{F_e=0}$ donnent la dynamique du suivi en effort, et du suivi en vitesse entre le maître et l'esclave. Les autres représentations matricielles (admittance, impédance et répartition) sont données par les expressions suivantes :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} z_{11}(s) & z_{12}(s) \\ z_{21}(s) & z_{22}(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} \text{ Impédance} \quad (4.11)$$

$$\begin{pmatrix} V_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_{11}(s) & y_{12}(s) \\ y_{21}(s) & y_{22}(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \text{ Admittance} \quad (4.12)$$

$$\begin{pmatrix} F_h(s) - V_h(s) \\ F_e(s) + V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11}(s) & s_{12}(s) \\ s_{21}(s) & s_{22}(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_h(s) + V_h(s) \\ F_e(s) - V_e(s) \end{pmatrix} \text{ Répartition} \quad (4.13)$$

Il est tout à fait envisageable de retrouver toutes ces représentations à partir de l'une d'entre elles. Par exemple, une transformation très utile est la suivante :

$$S(s) = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix} (H(s) - I) (I + H(s))^{-1} \quad (4.14)$$

Par la suite nous parlerons d'immittance, lorsque nous aborderons l'analyse de stabilité. L'immittance est une représentation générale des matrices précédentes. On notera $Q(s)$ la matrice d'immittance et $q_{ij}(s)$ les paramètres d'immittance. Cette notation permettra de généraliser les propriétés de stabilité à toutes les représentations.

4.4 Performance et stabilité en téléopération

Afin d'élaborer une loi de commande adéquate, il est nécessaire de définir les objectifs que l'on désire atteindre avec le système. L'objectif de la télémanipulation bilatérale est de fournir à l'utilisateur une transparence parfaite tout en garantissant la stabilité du système, quelles que soient les conditions d'utilisation. Qualitativement, la transparence, qui sera définie en détail dans la suite du paragraphe, traduit la qualité de restitution des efforts et des mouvements entre le maître et l'esclave.

4.4.1 Stabilité

Pour analyser la stabilité des systèmes de téléopération, deux approches peuvent être envisagées. La première consiste à considérer l'utilisateur et l'environnement comme des systèmes

passifs. Ensuite, la stabilité du TME est déterminée en cherchant les conditions de passivité du TME. Il s'agit d'une approche classique pour l'analyse de stabilité des systèmes non linéaires. En télérobotique, l'analyse de passivité permet de résoudre les problèmes d'instabilité pour une large gamme d'applications. La seconde approche, beaucoup plus classique en automatique, consiste à utiliser un modèle LTI du système complet, en y intégrant un modèle nominal de l'utilisateur et de l'environnement.

Passivité D'un point de vue pratique, la notion de passivité est bien souvent suffisante et offre un cadre théorique simple à mettre en oeuvre, ce qui la rend très populaire auprès de la communauté de la télérobotique [Micaelli02]. La notion de passivité est basée sur l'observation de l'énergie dissipée par le système. La définition mathématique de la passivité peut s'énoncer de la manière suivante :

Définition 1 (Passivité) Soit le système dynamique décrit par les équations d'état :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{f}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) \quad (4.15)$$

$$\mathbf{y} = \mathbf{g}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) \quad (4.16)$$

où \mathbf{x} est le vecteur d'état, \mathbf{u} le vecteur d'entrée, \mathbf{y} le vecteur de sortie, \mathbf{f} et \mathbf{g} sont deux fonctions quelconques. Alors, ce système est passif si et seulement si il existe une fonction $V(\mathbf{x})$ semi-définie positive continûment différentiable telle que :

$$\int_0^t \mathbf{u}^T(\tau)\mathbf{y}(\tau)d\tau \geq V(\mathbf{x}(t)) - V(\mathbf{x}(0)), \forall t \geq 0 \quad (4.17)$$

V est aussi appelée fonction de stockage. De manière équivalente, comme V est différentiable, l'expression (4.17) peut se réécrire sous forme différentielle :

$$\mathbf{u}^T(t)\mathbf{y}(t) \geq \dot{V}(\mathbf{x}(t)) \quad (4.18)$$

La représentation sous forme de quadripôle est particulièrement bien adaptée à l'analyse de la passivité. En effet, avec la représentation sous forme de matrice hybride l'expression (4.17) peut se réécrire [Anderson89] :

$$\int_0^t v_h(\tau)f_h(\tau) - v_e(\tau)f_e(\tau)d\tau \geq 0, \forall t \geq 0 \quad (4.19)$$

Une des propriétés remarquables de la passivité, très intéressante pour la téléopération, est que l'interconnexion de deux systèmes passifs donne un système asymptotiquement stable. En considérant que l'opérateur humain et l'environnement sont passifs, il est alors possible de montrer que le système complet est stable si le TME est passif. Par contre, les conditions de stabilité obtenues sont conservatives, ce qui détériore les performances du système. L'illustration typique de ce phénomène est la sensation de mollesse lors de contacts durs.

Stabilité inconditionnelle en mode couplé Au cours de ces dernières années, les recherches dans le domaine se sont orientées vers une méthode permettant de réduire le conservatisme lié à l'approche passive classique. Des études menées par Adams et al. [Adams99a] sur la stabilité inconditionnelle en mode couplé ont permis d'établir des conditions de stabilité moins conservatives. Cette méthode suppose toujours que l'utilisateur et l'environnement sont passifs. Initialement développée pour l'analyse des interfaces haptiques en interaction avec un environnement

virtuel [Adams99a], cette approche a été utilisée par Hashtrudi-Zaad et al. [Hashtrudi-Zaad00] qui ont pu démontrer que les conditions de stabilité ainsi obtenues sont moins conservatives.

L'analyse de stabilité inconditionnelle en mode couplé peut se formuler à l'aide de la matrice d'immittance $Q(s)$ de la représentation sous forme de quadripôle du TME de la figure 4.5 [Micaelli02].

Définition 2 *Un système linéaire représenté par un quadripôle est dit inconditionnellement stable en mode couplé s'il n'existe pas de terminaisons de type dipôle, ou 1-port, passives telles que le système couplé soit instable.*

Par analogie avec la théorie des réseaux électriques, les conditions de stabilité absolue peuvent s'écrire, à partir du critère de Llewellyn [Hashtrudi-Zaad00].

Théorème 1 (Critère de stabilité absolue de Llewellyn) *Un TME, représenté par sa matrice d'immittance $Q(s)$, dont les paramètres sont linéaires invariants dans le temps, est inconditionnellement stable si et seulement si :*

1. la matrice $Q(s)$ est stable ;
2. les paramètres d'immittance $q_{11}(s)$ et $q_{22}(s)$ sont réels positifs ;
3. l'inégalité suivante est vérifiée :

$$\eta_Q(j\omega) = -\frac{\operatorname{Re}(q_{12}(j\omega)q_{21}(j\omega))}{|q_{12}(j\omega)q_{21}(j\omega)|} + 2\frac{\operatorname{Re}(q_{11}(j\omega))\operatorname{Re}(q_{22}(j\omega))}{|q_{12}(j\omega)q_{21}(j\omega)|} \geq 1, \forall \omega \geq 0 \quad (4.20)$$

La première condition sur $q_{11}(s)$ et $q_{22}(s)$ implique la passivité du manipulateur maître et du manipulateur esclave, sans tenir compte du couplage. La seconde condition représente l'effet du couplage entre les deux manipulateurs. Si l'une des conditions du critère de Llewellyn n'est pas satisfaite, alors le système est potentiellement instable [Hashtrudi-Zaad00].

Approche avec prise en compte du modèle complet En utilisant un modèle complet du système, utilisateur et environnement compris, il est également possible de résoudre le problème de conservatisme en utilisant les méthodes classiques d'analyse de stabilité. Cependant, il est nécessaire de déterminer un modèle nominal de l'utilisateur et de l'environnement ce qui rend ces méthodes peu pratiques et difficiles à mettre en œuvre. Si les incertitudes sur les paramètres des modèles sont considérées, les techniques basées sur la μ -analyse peuvent être employées [Leung95],[Kim07].

4.4.2 Transparence

La notion de transparence est associée aux performances d'un système de téléopération. La transparence parfaite est atteinte lorsque l'utilisateur a l'impression de manipuler directement les objets de l'environnement, sans ressentir ni les effets dynamiques du manipulateur maître, ni ceux du manipulateur esclave [Handlykken80]. Dans la littérature, plusieurs définitions de la transparence ont été proposées. Parmi les plus cités, la correspondance d'impédance entre celle ressentie par l'utilisateur et celle de l'environnement [Raju89, Lawrence93] permet d'exprimer le degré de transparence en termes d'impédance ressentie par l'utilisateur. Si le manipulateur esclave est en contact avec l'environnement et si l'interface maître est maintenue par l'utilisateur tout au long de la manipulation, il est alors possible d'établir une relation mathématique entre

les mouvements et les efforts de chaque côté. À partir des notations introduites au paragraphe 4.2.3, dans le domaine linéaire ces relations s'écrivent de la manière suivante :

$$\begin{cases} F_e(s) &= Z_{te}(s)V_e(s) \\ F_h(s) &= Z_{th}(s)V_h(s) \end{cases}$$

avec $Z_{th}(s)$ l'impédance ressentie par l'utilisateur, et $Z_{te}(s)$ l'impédance vue par l'environnement. Ainsi, la transparence parfaite au sens de Raju est atteinte si $Z_{th}(s) \equiv Z_{te}(s)$ [Raju89].

Si l'on considère que le TME est représenté par la matrice hybride $H(s)$ définie par l'équation (4.10), alors l'impédance transmise à l'utilisateur est :

$$Z_{th}(s) = (h_{11}(s) + \Delta_H(s)Z_{te}(s)) (1 + h_{22}(s)Z_{te}(s))^{-1} \quad (4.21)$$

avec $\Delta_H(s) = h_{11}(s)h_{22}(s) - h_{12}(s)h_{21}(s)$. Ainsi, la transparence est caractérisée par un paramètre hybride $h_{11}(s)$ proche de zéro, afin de réduire les perturbations induites par les effets dynamiques des manipulateurs. Les paramètres $h_{12}(s)$ et $h_{21}(s)$ sont les fonctions de transfert entre les vitesses et les efforts du maître et de l'esclave. Étant donné qu'ils traduisent le comportement des manipulateurs en termes de suivi en position et en effort, ces paramètres doivent être proches des facteurs d'échelle que l'on désire imposer. L'admittance représentée par $h_{22}(s)$ doit être aussi faible que possible afin de réduire l'influence de l'environnement sur le comportement du TME. De ces observations, il résulte que la transparence est parfaite lorsque les conditions suivantes sont satisfaites :

$$h_{11}(s) = 0 \quad (4.22)$$

$$h_{22}(s) = 0 \quad (4.23)$$

$$h_{12}(s)h_{21}(s) = -1 \quad (4.24)$$

Il existe d'autres formalismes, moins utilisés, basés par exemple sur les erreurs de suivi [Arcara02].

L'évaluation des performances d'un système de téléopération est un problème récurrent de la littérature. Au cours de ces dernières années de nombreuses méthodes ont été proposées. Parmi les premières, les indices de manoeuvrabilité introduits par Yokokohji [Yokokohji94] dépendent de l'utilisateur et de l'environnement. Pour répondre à ce problème, Colgate et Brown [Colgate94] proposent les facteurs Z-width pour évaluer les performances des interfaces haptiques. Ces facteurs donnent la gamme d'impédance pouvant être restituée à l'utilisateur. Par la suite Hastrudi-Zaad et Salcudean utilisent ces facteurs pour évaluer les performances d'un système de téléopération bilatérale [Hashtrudi-Zaad00]. Pour cela, ils se basent sur la plage d'impédance que le système peut restituer à l'utilisateur, en se plaçant dans les conditions extrêmes d'utilisations, c'est-à-dire, en mouvement libre ($Z_h = 0$ et $Z_e = 0$) et en mouvement contraint ($Z_h \rightarrow \infty$ et $Z_e \rightarrow \infty$). En téléopération ces facteurs sont au nombre de quatre et s'écrivent [Hashtrudi-Zaad00] :

$$\begin{aligned} Z_{th}^{min}(s) &\triangleq Z_{th}(s) \Big|_{Z_e=0} &&= h_{11}(s) \\ Z_{te}^{min}(s) &\triangleq Z_{th}(s) \Big|_{Z_h=0} &&= \Delta_H^{-1}(s)h_{11}(s) \\ Z_{th}^{width}(s) &\triangleq Z_{th}(s) \Big|_{Z_e \rightarrow \infty} - Z_{th}^{min}(s) &&= -h_{22}(s)^{-1}h_{12}(s)h_{21}(s) \\ Z_{te}^{width}(s) &\triangleq Z_{th}(s) \Big|_{Z_h \rightarrow \infty} - Z_{te}^{min}(s) &&= -(h_{22}(s)\Delta_H(s))^{-1}h_{12}(s)h_{21}(s) \end{aligned}$$

Les performances d'un TME sont qualifiées de bonnes si :

$$\begin{aligned} |Z_{th}^{min}(s)| &\rightarrow 0 \\ |Z_{te}^{min}(s)| &\rightarrow 0 \\ |Z_{th}^{width}(s)| &\rightarrow \infty \\ |Z_{te}^{width}(s)| &\rightarrow \infty \end{aligned}$$

Ces conditions rejoignent les conditions de transparence présentées précédemment. Cependant, certaines applications, en particulier dans le domaine médical, exigent que l'utilisateur perçoive principalement les changements d'impédance de l'environnement. Dans cet objectif, Çavuşoğlu et al. [Çavuşoğlu 02] ont introduit la mesure de fidélité, qui permet d'évaluer les capacités du système à restituer ces changements. Cet indice de performance est basé sur la sensibilité de l'impédance restituée à l'utilisateur vis-à-vis des variations d'impédance de l'environnement, ce qui peut encore s'écrire de la manière suivante :

$$\left\| \left. W_s \frac{dZ_{th}}{dZ_e} \right|_{Z_e = \hat{Z}_e} \right\|_2$$

avec \hat{Z}_e l'impédance nominale de l'environnement et W_s une fonction de pondération passe-bas. Cette approche tient compte explicitement des caractéristiques de perception humaine dans l'évaluation des performances, grâce à la fonction de pondération.

4.4.3 Antagonisme Transparence/Stabilité

Il est tout à fait envisageable d'atteindre la transparence parfaite théoriquement. Comme les conditions de transparence sont assurées uniquement si les modèles utilisés sont corrects, on constate cependant, en pratique, que les incertitudes sur les paramètres dynamiques et les temps de retard sont autant de sources potentielles d'instabilité. Les approches passives présentées dans ce chapitre permettent d'assurer la stabilité du système tant que l'interaction se fait avec un couple utilisateur/environnement passif, mais elles aboutissent généralement à des correcteurs conservatifs qui ne permettent pas d'assurer la transparence parfaite. À l'image de tous les asservissements, un compromis entre performance, ici transparence, et stabilité doit alors être recherché lors de l'élaboration de la commande. Comme le souligne Lawrence [Lawrence93], il s'agit alors de déterminer le degré de transparence que l'on souhaite atteindre et dans quelle mesure on souhaite garantir la stabilité.

4.5 Stratégies de commande bilatérale

Aujourd'hui, l'utilisation des TME s'est diversifiée. L'élaboration d'un cahier des charges précis sur le degré de transparence que l'on souhaite atteindre devient un véritable enjeu. Dans le domaine médical, il est primordial que le système soit stable, quelle que soit son utilisation. Cependant, on constate que certaines manipulations, comme l'insertion d'aiguille, nécessitent une attention toute particulière en ce qui concerne la qualité de restitution des efforts.

Au fil des années, des problématiques classiques liés à l'utilisation des TME sont apparus. On mentionnera en particulier les problèmes de stabilité dus au contact avec des environnements très rigides [Ryu02], ou encore ceux liés aux retards dans le réseau de communication. Dans le cas présent, il s'agit d'interagir avec des organes vivants mous, en présence de temps de retard négligeables.

Dans la suite de ce chapitre nous nous focaliserons donc sur l'étude des lois de commande les plus répandues dans la littérature. Un état de l'Art complet et récent sur le domaine est présenté par de Gersem [Gersem05]. Pour les structures bilatérales existantes, celles qui vont nous intéresser plus particulièrement sont les architectures deux et quatre. La dénomination de ces structures est liée au nombre et au type de signaux transmis entre le site maître et le site esclave. D'autres commandes sont envisageables, telles que les approches adaptatives

[Niemeyer91, Hashtrudi-Zaad96, Lee98, Zhu00, Delwiche07] ou encore les approches robustes [Colgate93, Leung94, Leung95, Yan96], mais celles-ci ne seront pas explorées dans ce mémoire.

4.5.1 Structure quatre canaux

La structure quatre canaux est une représentation générale d'un TME. Le schéma bloc de cette structure, avec les manipulateurs maître et esclave de type impédance, est présenté à la figure 4.6. Les différents éléments sont :

- le manipulateur maître, représenté par son impédance équivalente $Z_m(s)$;
- le manipulateur esclave, représenté par son impédance équivalente $Z_s(s)$;
- l'environnement, modélisé par son impédance notée $Z_e(s)$. L'effort intrinsèque à l'environnement, $F_e^*(s)$, est généralement nul si celui-ci est passif ;
- l'opérateur humain, modélisé par son impédance $Z_h(s)$. $F_h^*(s)$ est l'effort d'intention résultant de l'activation des muscles pour effectuer une tâche ;
- le réseau de communication, modélisé par les canaux $C_1(s)$, $C_2(s)$, $C_3(s)$ et $C_4(s)$, qui sont des filtres, des gains ou des correcteurs.

Les lois de commande sont élaborées à partir des positions et des efforts mesurés de chaque côté. Ainsi, les manipulateurs sont asservis à la fois en position et en effort, ce qui n'est évidemment possible que si l'une des boucles est prédominante sur l'autre [Hashtrudi-Zaad00].

Lawrence formalise cette structure générique en introduisant les différents canaux [Lawrence93]. $C_s(s)$ et $C_m(s)$ sont des correcteurs qui permettent de modifier localement la dynamique des manipulateurs. On montre que la structure quatre canaux ainsi définie permet d'atteindre, théoriquement, les conditions de transparence parfaite [Lawrence93]. Hashtrudi-Zaad et Salcudean intègrent ensuite une boucle d'effort locale de chaque côté, ce qui ajoute deux degrés de liberté à la commande du TME [Hashtrudi-Zaad99]. Ces boucles locales sont représentées par les blocs $C_5(s)$ et $C_6(s)$, en pointillés sur la figure 4.6. Il s'agit généralement de simple gains qui permettent d'atteindre la transparence parfaite avec uniquement trois canaux [Hashtrudi-Zaad99] tout en conservant la robustesse en stabilité vis-à-vis des temps de retard [Hashtrudi-Zaad99]. En intégrant ces deux boucles locales, les lois de commande du maître et de l'esclave s'écrivent respectivement :

$$F_m(s) = C_6(s)F_h(s) - C_2(s)F_e(s) - C_4(s)V_e(s) - C_m(s)V_h(s) \quad (4.25)$$

$$F_s(s) = C_3(s)F_h(s) - C_5(s)F_e(s) - C_s(s)V_e(s) + C_1(s)V_h(s) \quad (4.26)$$

Sachant que les modèles des manipulateurs maître et esclave sont donnés par les équations (4.8) et (4.9) les paramètres de la matrice hybride du TME s'écrivent alors :

$$h_{11}(s) = \frac{Z_{cm}(s)Z_{cs}(s) + C_1(s)C_4(s)}{(1 + C_6(s))Z_{cs}(s) - C_3(s)C_4(s)} \quad (4.27)$$

$$h_{12}(s) = \frac{C_2(s)Z_{cs}(s) - (1 + C_5(s))C_4(s)}{(1 + C_6(s))Z_{cs}(s) - C_3(s)C_4(s)} \quad (4.28)$$

$$h_{21}(s) = -\frac{C_3(s)Z_{cm}(s) + (1 + C_6(s))C_1(s)}{(1 + C_6(s))Z_{cs}(s) - C_3(s)C_4(s)} \quad (4.29)$$

$$h_{22}(s) = \frac{(1 + C_5(s))(1 + C_6(s)) - C_2(s)C_3(s)}{(1 + C_6(s))Z_{cs}(s) - C_3(s)C_4(s)} \quad (4.30)$$

avec $Z_{cm}(s) = Z_m(s) + C_m(s)$ et $Z_{cs}(s) = Z_s(s) + C_s(s)$. En considérant que les temps de retard sont négligeables, la transparence parfaite définie par les conditions (4.22), (4.23) et (4.24), est

conditions, en choisissant :

$$C_1(s) = C_s(s) \quad (4.35)$$

$$C_2(s) = 1 + C_6(s) \quad (4.36)$$

$$C_3(s) = 1 + C_5(s) \quad (4.37)$$

$$C_4(s) = -C_m(s) \quad (4.38)$$

ce qui revient à négliger la dynamique des manipulateurs. Outre l'intérêt de la structure quatre canaux pour l'étude de la transparence, elle présente aussi l'avantage de regrouper une grande partie des schémas de commande pour la téléopération avec retour d'efforts. La structure générale à quatre canaux n'imposant pas de forme particulière aux canaux $C_1(s)$, $C_2(s)$, $C_3(s)$, $C_4(s)$, $C_5(s)$ et $C_6(s)$, on peut l'utiliser pour construire de nombreuses structures de commande, telles que la commande parallèle force-position [Hashtrudi-Zaad02], la commande en impédance [Salcudean99] ou encore la commande adaptative [Zhu00]. De même, les différentes structures à deux canaux peuvent être déduite de cette structure générale en choisissant convenablement les canaux de transmission.

4.5.2 Structures deux canaux

Structure deux canaux position-position

À notre connaissance, la structure position-position est la première commande bilatérale implémentée sur un système de téléopération [Goertz54]. Très largement reprise dans la littérature, cette structure a fait l'objet de nombreuses études [Anderson89, Hannaford89, Raju89, Hashtrudi-Zaad96, Çavuşoğlu 02]. La version originale de la commande position-position, représentée par le schéma de la figure 4.7, utilise uniquement les mesures de position des manipulateurs maître et esclave. Il n'est donc pas nécessaire d'intégrer un capteur d'efforts, ce qui est particulièrement bien adapté aux systèmes qui nécessitent un faible encombrement, qui ont un faible coût ou pour lesquels la mesure d'effort est difficile, comme c'est le cas dans le domaine médical. Cette structure se déduit du schéma quatre canaux en choisissant $C_2(s) = C_3(s) = C_5(s) = C_6(s) = 0$. Alors, les lois de commande (4.25) et (4.26) s'écrivent :

$$F_m(s) = -C_4(s)V_e(s) - C_m(s)V_h(s) \quad (4.39)$$

$$F_s(s) = C_1(s)V_h(s) - C_s(s)V_e(s) \quad (4.40)$$

où $C_1(s) = C_s(s)$ et $C_4(s) = -C_m(s)$ sont des correcteurs en vitesse. Considérant que la mesure d'accélération n'est pas disponible, et que les manipulateurs maître et esclave sont de type impédance, d'après les équations (4.27) à (4.30), la matrice hybride du TME peut alors s'écrire sous la forme suivante :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Z_{cm}(s) - \frac{C_m(s)C_s(s)}{Z_{cs}(s)} & -\frac{C_m(s)}{Z_{cs}(s)} \\ -\frac{C_s(s)}{Z_{cs}(s)} & \frac{1}{Z_{cs}(s)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \quad (4.41)$$

D'après, l'équation (4.21) l'impédance perçue par l'utilisateur devient :

$$Z_{th}(s) = Z_{cm}(s) - \frac{C_m(s)C_s(s)}{Z_{cs}(s) + Z_e(s)} \quad (4.42)$$

Lors des mouvements libres $Z_e(s) = 0$. D'après l'équation (4.42), l'impédance ressentie par l'utilisateur n'est cependant pas nulle.. À l'inverse, en contact avec un environnement rigide

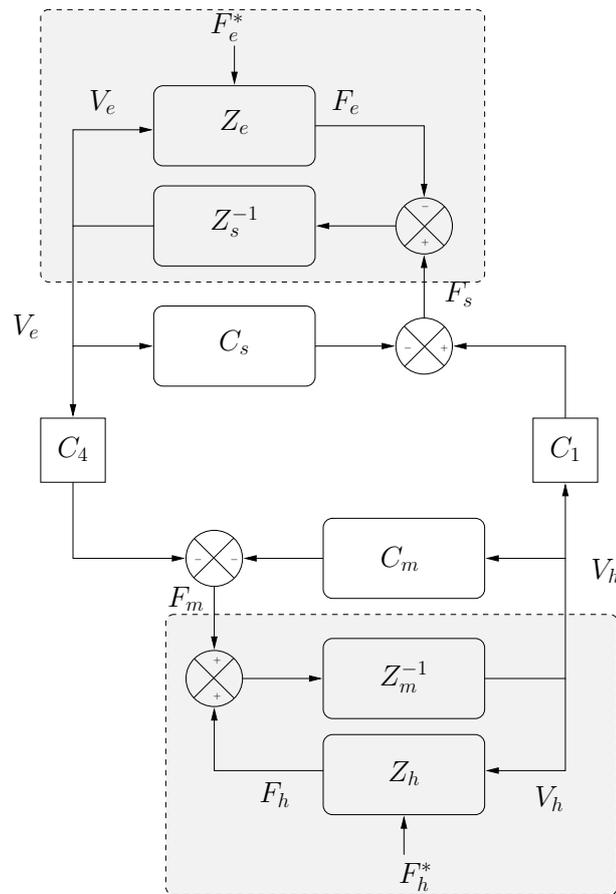


FIG. 4.7 – Schéma de principe de la structure position-position (variable de Laplace omise).

$Z_e(s) \rightarrow \infty$. Alors $Z_{th}(s) \simeq Z_{cm}(s)$ et il faudrait, théoriquement, que $Z_{cm}(s)$ soit infiniment grand pour restituer la raideur du contact, ce qui n'est pas réalisable en pratique. La transparence est donc difficile à obtenir avec ce type de structure, même si l'on trouve dans la littérature des modifications de la structure de base position-position, afin d'améliorer les performances du retour d'efforts [Çavuşoğlu 02].

Structure deux canaux force-position

Contrairement à la structure position-position qui ne requiert pas de capteur d'efforts, la structure force-position nécessite au moins la mesure de l'effort d'interaction entre l'esclave et l'environnement, pour que celui-ci soit restitué à l'utilisateur, par l'intermédiaire du manipulateur maître. Il existe de nombreuses variantes à cette structure [Hannaford89, Lawrence93], selon que les efforts sont mesurés côté esclave seulement ou des deux côtés. La version originale présentée dans [Raju89], n'utilise que les efforts mesurés côté esclave. L'utilisation de la mesure d'effort côté maître permet cependant d'accroître les performances du système, et d'assurer, si nécessaire, une meilleure réversibilité du manipulateur maître.

Nous nous intéresserons donc plus particulièrement par la suite à la structure force-position avec mesure d'efforts des deux côtés représentée à la figure 4.8. Elle est obtenue à partir de la structure quatre canaux en choisissant $C_3(s) = C_4(s) = C_5(s) = C_m(s) = 0$, donc sans modifi-

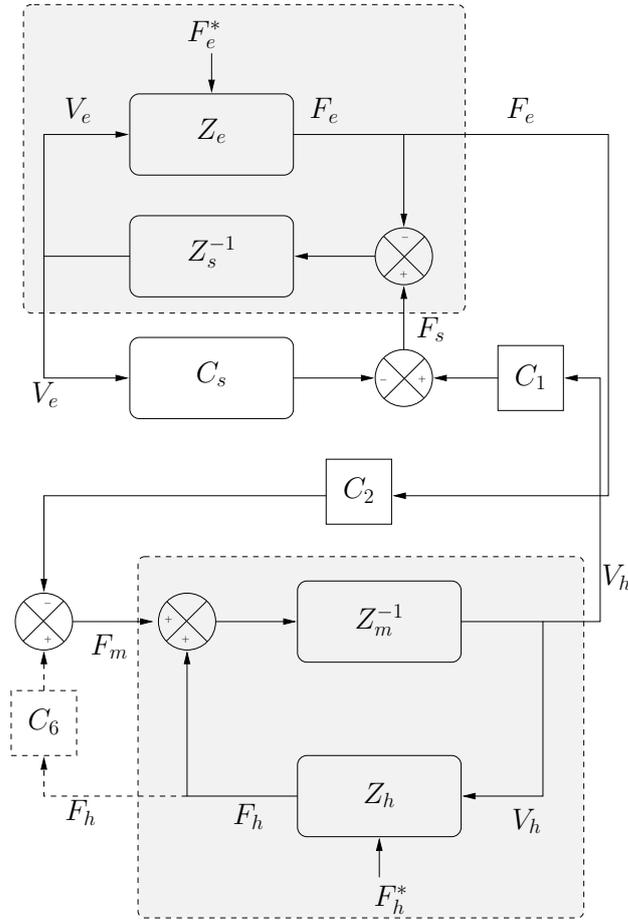


FIG. 4.8 – Schéma de principe de la structure force-position (variable de Laplace omise).

cations de la dynamique des manipulateurs. Alors, les commandes envoyées aux manipulateurs s'écrivent :

$$F_m(s) = -C_2(s)F_e(s) + C_6(s)F_h(s) \quad (4.43)$$

$$F_s(s) = C_1(s)V_h(s) - C_s(s)V_e(s) \quad (4.44)$$

$C_1(s) = C_s(s)$ est le correcteur en vitesse, et $C_2(s) = 1 + C_6(s)$ est le correcteur en efforts. D'après les équations (4.27) à (4.30), la matrice hybride du TME peut alors s'écrire :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{Z_m(s)}{C_2(s)} & 1 \\ -\frac{C_s(s)}{Z_{cs}(s)} & \frac{1}{Z_{cs}(s)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \quad (4.45)$$

Ainsi, l'impédance ressentie par l'utilisateur devient :

$$Z_{th}(s) = \frac{Z_m(s)Z_{cs}(s) + (Z_m(s) + C_2(s)C_s(s))Z_e(s)}{C_2(s)(Z_{cs}(s) + Z_e(s))} \quad (4.46)$$

On constate que les efforts perçus par l'utilisateur sont à la fois dus aux efforts d'interaction entre l'esclave et l'environnement et aux effets dynamiques de l'interface maître. Grâce à l'asservissement d'efforts local côté maître, les effets dynamiques du maître sont modifiés par le paramètre

$C_2(s)$. Pour le suivi en position, la vitesse du manipulateur esclave est, d'après l'équation (4.45) :

$$V_e(s) = \frac{C_s(s)}{Z_{cs}(s)} V_h(s) - \frac{1}{Z_{cs}(s)} F_e(s)$$

Elle dépend non seulement de la vitesse du manipulateur maître mais aussi de l'interaction avec l'environnement. Parmi toutes les structures deux canaux, la structure force-position présente les meilleures performances en termes de suivi, mais aussi la plus mauvaise robustesse vis à vis des temps de retard [Hashtrudi-Zaad00].

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les concepts de base pour l'analyse et la commande bilatérale d'un système de télémanipulation avec retour d'efforts. La première partie du chapitre, consacrée à l'historique, a permis de situer la télérobotique dans un contexte plus général, vis-à-vis des applications et des problématiques sous-jacentes de cette discipline. Puis nous avons présenté la modélisation d'un TME, tout d'abord sous forme de fonctions de transfert classiques, puis sous forme de quadripôle.

L'objectif d'une télémanipulation avec retour d'efforts est de fournir à l'utilisateur un système lui permettant de réaliser une tâche à distance tout en ayant l'impression de la réaliser directement. Pour cela nous avons introduit la notion de transparence liée aux performances générales du système. Bien que la transparence soit un élément essentiel dans ce type de système, il est nécessaire de garantir aussi la stabilité quelle que soit l'utilisation ou l'interaction. Pour cela, nous avons introduit la notion de passivité, qui se réfère à l'énergie dissipée par le système. Les conditions de stabilité obtenues par une approche passive sont généralement conservatives. Cela étant pour résoudre ce problème, différentes techniques existent, parmi lesquelles la stabilité inconditionnelle en mode couplé, qui se base sur le critère de Llewellyn, couramment utilisé pour l'analyse de stabilité des quadripôles.

Enfin, nous avons présenté dans ce chapitre les structures de base pour la téléopération bilatérale, ou tout au moins les plus couramment citées dans la littérature, à savoir la structure quatre canaux et les structures deux canaux force-position et position-position. Pour chacune d'entre elles, nous avons détaillé les lois de commandes, la représentation sous forme de matrice hybride, ainsi que l'impédance perçue par l'utilisateur.

Les notions et les notations utilisées dans ce chapitre seront celles adoptées pour les chapitres suivants.

Chapitre 5

Évaluation des structures deux et quatre canaux pour l'insertion d'aiguille

Le but de ce chapitre est double : évaluer les performances de l'interface CT-Master en condition de téléopération avec retour d'efforts (effets dynamiques, qualité de restitution des efforts, ergonomie, etc.) et évaluer les structures classiques deux canaux force-position et quatre canaux en condition d'insertion d'aiguille. Pour cela, nous avons mis en place un dispositif expérimental constitué de l'interface haptique CT-Master et d'un robot cartésien à deux degrés de liberté.

La première partie de ce chapitre est consacrée à la modélisation des manipulateurs, et à leur intégration dans une structure de commande bilatérale. L'analyse et la synthèse des commandes bilatérales envisagées sont ensuite étudiées. Enfin, nous présentons une évaluation expérimentale menée dans trois situations : en mouvements libres, en palpation et en insertion d'aiguille. La première situation permet d'évaluer l'impact des effets dynamiques de l'interface maître sur la perception des efforts. La seconde situation permet de vérifier les performances de la commande bilatérale proposée dans le cadre d'une interaction avec un environnement linéaire compliant. Enfin, la troisième situation est utilisée pour déterminer si la commande est adaptée à l'insertion d'aiguille. Les différentes évaluations de la littérature sont généralement menées soit pour des contacts avec des environnements très durs [Aliaga04], soit pour des contacts avec des environnements compliant mais linéaires [Çavuşoğlu 02, Delwiche07]. L'interaction avec les tissus au cours d'une insertion d'aiguille est particulière. Il s'agit, en fait, d'une interaction avec un environnement mou, mais qui présente des discontinuités dues aux ruptures de membranes.

5.1 Dispositif expérimental

La figure 5.1 présente le TME utilisé pour l'évaluation expérimentale.

Manipulateur esclave Le porte-aiguille du système maître-esclave présenté au chapitre 3 a été conçu et réalisé en parallèle de cette étude, si bien que l'évaluation n'a pu être faite directement sur le système CT-Master/CT-Bot. Pour mener cette évaluation, nous avons donc choisi d'utiliser un manipulateur esclave de type cartésien, présenté à la figure 5.1, celui-ci possède deux degrés de liberté en translation, ce qui offre un support expérimental bien adapté aux mouvements rectilignes d'insertion d'aiguille (un seul degré de liberté est alors utilisé). L'un des axes du robot



FIG. 5.1 – Dispositif expérimental pour l'évaluation des lois de commande bilatérale pour l'insertion d'aiguille. Robot cartésien XY à gauche et CT-Master à droite.

est équipé d'un capteur d'efforts ATI Gamma 130-10, avec une résolution de 0,0125 N selon son axe longitudinal. Les actionneurs du robot sont des moteurs à courant continu commandés en vitesse. Le mouvement de translation est réalisé par la biais d'un système écrou-vis sans fin et la position mesurée par des codeurs linéaires ayant une résolution de $1\mu\text{m}$. La transformation de mouvement par cette transmission confère au robot une certaine rigidité mais occasionne des frottements. Ce type de transmission, classique dans le domaine industriel n'est généralement pas réversible, ce qui est aussi le cas du système porte-aiguille présenté au chapitre 3. Il est à noter que l'utilisation d'un robot non réversible n'est pas classique en télémanipulation avec retour d'efforts. En robotique médicale, il est cependant conseillé d'utiliser un robot non réversible pour des raisons de sécurité [Taylor95].

D'après le paragraphe 4.2.3, le schéma bloc simplifié du manipulateur esclave, commandé en vitesse, est celui de la figure 5.2. La dynamique de la table XY selon l'axe d'insertion est décrite par son impédance équivalente $Z_s(s)$. L'asservissement de vitesse au niveau des variateurs est assuré par un correcteur de type PI. Les gains du correcteur sont réglés de manière à

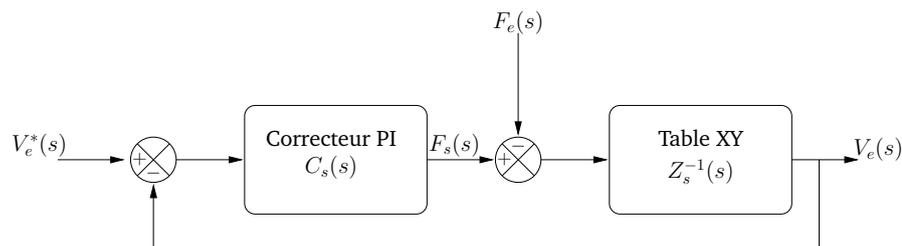


FIG. 5.2 – Schéma bloc de la commande en vitesse du manipulateur esclave.

répondre aussi rapidement que possible aux variations de la consigne de vitesse et l'utilisation d'un intégrateur dans le correcteur permet de rejeter en partie les perturbations en entrée du système. Ainsi, lorsque le manipulateur esclave interagit avec un environnement compliant, il est possible de négliger l'effet des efforts d'interaction sur la commande du système, ce qui a été vérifié expérimentalement. La figure 5.3 compare l'évolution de la position de l'esclave lors d'un mouvement libre et lors d'un contact avec un ressort. L'erreur de position entre le mouvement

libre et le mouvement contraint est très faible, globalement inférieure à 0,15 mm, pour une gamme d'efforts atteignant presque 30 N, donc bien supérieure à la gamme envisagée lors d'une insertion d'aiguille.

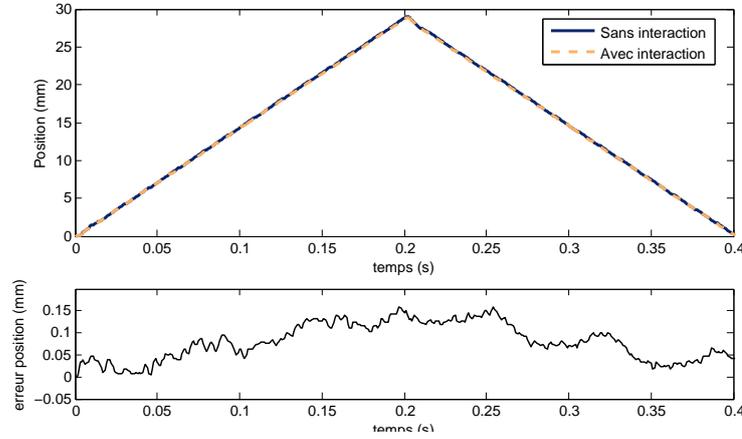


FIG. 5.3 – Évolution de la position du manipulateur esclave avec et sans interaction.

Avec les notations de la figure 5.2 :

$$V_e(s) = \frac{Z_s^{-1}(s)C_s(s)}{1 + Z_s^{-1}(s)C_s(s)}V_e^*(s) - \frac{C_s(s)}{1 + Z_s^{-1}(s)C_s(s)}F_e(s) \quad (5.1)$$

mais si l'environnement est compliant, l'équation (5.1) s'approxime par :

$$V_e(s) = \frac{Z_s^{-1}(s)C_s(s)}{1 + Z_s^{-1}(s)C_s(s)}V_e^*(s) \quad (5.2)$$

Comme le manipulateur est commandé en vitesse, il est alors difficile d'identifier séparément les fonctions de transfert $C_s(s)$ et $Z_s^{-1}(s)$. Nous avons donc procédé à une identification globale du transfert entre $V_e^*(s)$ et $V_e(s)$. Le modèle identifié à l'aide de toolbox CONTSID [Garnier06] est :

$$G_s(s) = \frac{V_e(s)}{V_e^*(s)} = \frac{1 + 11,8 \cdot 10^{-3}s}{8,8 \cdot 10^{-5}s^2 + 9,2 \cdot 10^{-3}s + 1} \quad (5.3)$$

D'après ce modèle, la boucle de vitesse a une bande passante de $101,4 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ et un coefficient d'amortissement de 0,46, ce qui engendre des dépassements de 40 %. Ces performances ne sont pas optimales, mais correspondent à un réglage usine des boucles du variateur, difficilement modifiable. Nous verrons par la suite, que l'ajout d'une boucle de position locale au manipulateur esclave permet en revanche de modifier la dynamique du manipulateur.

Manipulateur maître Le manipulateur maître utilisé est l'interface haptique CT-Master présentée au chapitre 3. Le modèle dynamique de l'interface, présenté au chapitre 3, montre que l'inertie de l'interface est relativement faible et constante sur tout l'espace de travail. De plus les mouvements envisagés sont lents, et donc les effets dynamiques de Coriolis et centrifuge peuvent être négligés. Par contre, les frottements liés au guidage mécanique peuvent devenir assez perturbants. Bien que l'on ait pu les caractériser à partir d'un modèle simple, nous avons

aussi remarqué que les coefficients variaient de manière assez conséquente selon la position de l'organe terminal, ce qui exclut définitivement une compensation classique. À partir de ces considérations, et en supposant que l'interface CT-Master peut se ramener à une masse en translation suivant un axe orientable subissant des frottements visqueux, nous proposons alors l'identification d'un modèle linéaire à paramètres invariants. En interaction avec l'utilisateur celui-ci est donné par :

$$Z_m^{-1}(s) = \frac{V_h(s)}{F_m(s) + F_h(s)} = \frac{1}{M_m s + B_m} \quad (5.4)$$

où $V_h(s)$ est la vitesse cartésienne de l'organe terminal dans le repère d'insertion, que nous avons noté \dot{r} , par commodité, au chapitre 3, $F_m(s)$ la commande et $F_h(s)$ la force appliquée par l'utilisateur sur l'organe terminal. M_m et B_m sont respectivement la masse en mouvement et le coefficient de frottement visqueux de l'interface CT-Master. Ce modèle est bien évidemment à considérer dans le cas où la gravité est compensée. Le modèle du manipulateur maître est identifié autour d'une position donnée, sans interaction avec l'utilisateur. L'identification est ensuite réalisée en boucle fermée autour d'une position donnée, et une séquence binaire pseudo-aléatoire est ajoutée au signal de consigne afin d'exciter le système autour de ce point de fonctionnement. Étant donné le caractère continu du modèle (5.4), nous utilisons la toolbox CONTSID pour l'identifier [Garnier06]. L'identification a été réalisée sur plusieurs séries de mesures, utilisant toujours un jeu de données pour l'identification et un jeu de données pour la validation. Les résultats obtenus pour trois séries de mesures sont résumés dans le tableau 5.1, ce qui nous permet de déterminer $M_m = 0,273$ kg avec un écart-type de $3,0 \cdot 10^{-3}$ kg et une variance $9,3 \cdot 10^{-6}$ kg² et $B_m = 4,25$ N.s.m⁻¹ avec un écart-type de $0,17$ N.s.m⁻¹ et une variance $29,6 \cdot 10^{-3}$ N².s².m⁻². Nous avons ajouté dans le tableau le pourcentage de correspondance (FIT) entre les données reconstruites et les données mesurées. La figure 5.4 présente la vitesse estimée à partir du mo-

M_m (kg)	B_m (N.s.m ⁻¹)	FIT (%)
0,274	4,125	74,0
0,276	4,448	72,5
0,270	4,183	72,7

TAB. 5.1 – Tableau des paramètres estimés du modèle dynamique linéaire du CT-Master pour différents jeux de données.

dèle linéaire et la vitesse réelle mesurée autour du point de fonctionnement. On peut constater que le modèle dynamique identifié donne de bons résultats, excepté lorsque la vitesse est proche de zéro. Cette erreur d'estimation est due aux frottements secs qui ne sont pas pris en compte dans le modèle linéaire. Les correcteurs présentés dans la suite de ce chapitre ont été réglés sur la base du modèle (5.4), avec les valeurs identifiées suivantes : $M_m = 0,273$ kg et $B_m = 4,25$ N.s.m⁻¹.

Étant donnée la nature des mouvements d'insertion d'aiguille, nous avons opté pour une stratégie de commande quasi-statique côté maître. Par la suite, la compensation de gravité réalisée à partir l'estimée de la composante de gravité dans l'espace cartésien, \hat{G}_x , donnée par (3.40), et la transformation des forces motrices en couples moteurs ne seront pas explicitement présentées ni sur les figures, ni dans les équations.

Réseau de communication Les contrôleurs des deux robots sont implémentés à l'aide du système d'exploitation temps-réel Linux RTAI, ce qui permet de garantir la fréquence d'échantillon-

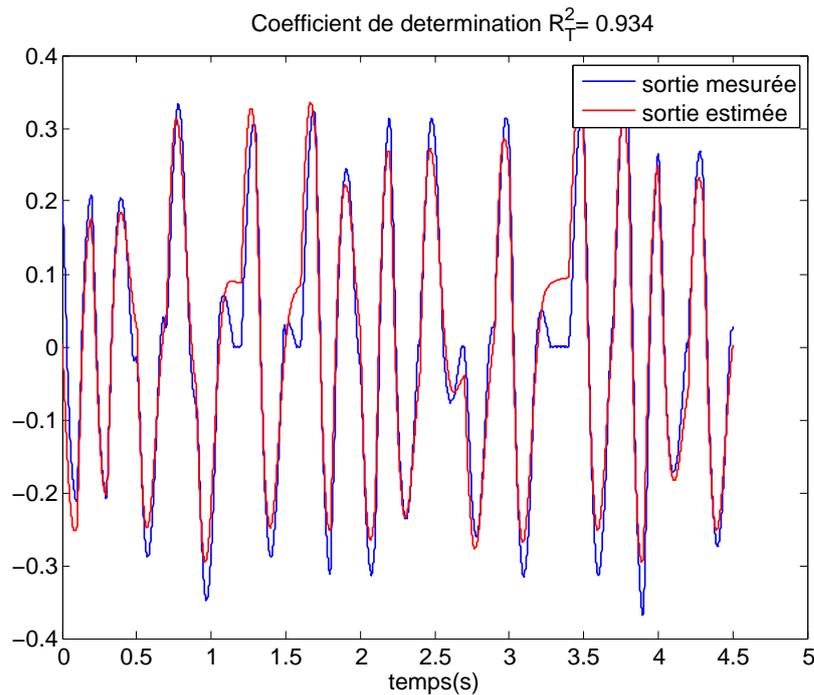


FIG. 5.4 – Évaluation du modèle dynamique linéaire de l'interface CT-Master.

nage, qui est de 1 kHz. La communication entre les deux ordinateurs est réalisée physiquement par une liaison série rapide et l'échange d'informations d'un site à l'autre est cadencé à la même fréquence que les deux contrôleurs. Cette communication permet de s'affranchir, théoriquement, des problèmes de perte de paquets et de temps de retard.

5.2 Procédure d'analyse des performances

Pour mener à bien l'analyse des performances sur le dispositif expérimental, nous avons établi un protocole dans trois situations différentes :

- première situation : aucun obstacle n'est présent sur la trajectoire du manipulateur esclave et l'on évalue l'impédance perçue par l'utilisateur lors de mouvements libres. Une première expérience consiste à réaliser un mouvement simple pour évaluer les performances de suivi. Ensuite, l'utilisateur doit effectuer des mouvements plus ou moins rapides afin d'exciter le TME, pour tracer le diagramme fréquentiel des paramètres hybrides ;
- deuxième situation : l'esclave est mis au contact d'un ressort de faible raideur $K_e = 1050 \text{ N.m}^{-1}$, afin d'évaluer la transparence du système lors d'une interaction avec un environnement linéaire. De la même manière que pour la première phase, l'utilisateur effectue une première palpation pour caractériser les performances du système, puis des mouvements d'aller-retour, plus rapides, afin d'évaluer la réponse fréquentielle de l'impédance perçue par l'utilisateur ;
- troisième situation : l'utilisateur insère une aiguille à l'aide du TME. Pour cela, l'organe terminal du manipulateur esclave est équipé d'une aiguille de biopsie de 18 Gauges et un mannequin est placé sur la trajectoire de cette aiguille. Le mannequin est composé d'une

peau d'épaisseur 4 mm sur laquelle nous avons ajouté une couche superficielle permettant de reproduire l'effet non linéaire du passage d'un tissu à l'autre.

L'analyse que nous proposons porte successivement sur la structure force-position puis sur la structure quatre canaux. La structure position-position n'a pas été intégrée à l'analyse car le retour d'efforts y dépend seulement de l'erreur de position. Par ailleurs, il ne nous a pas semblé que ce schéma comportait des garanties suffisantes de sécurité notamment.

5.3 Structure deux canaux : force-position

5.3.1 Modélisation, analyse et synthèse des correcteurs

Modélisation Le schéma bloc de la structure force-position utilisée sur le dispositif expérimental est présentée à la figure 5.5 avec des notations cohérentes avec celles de la figure 4.8. Nous

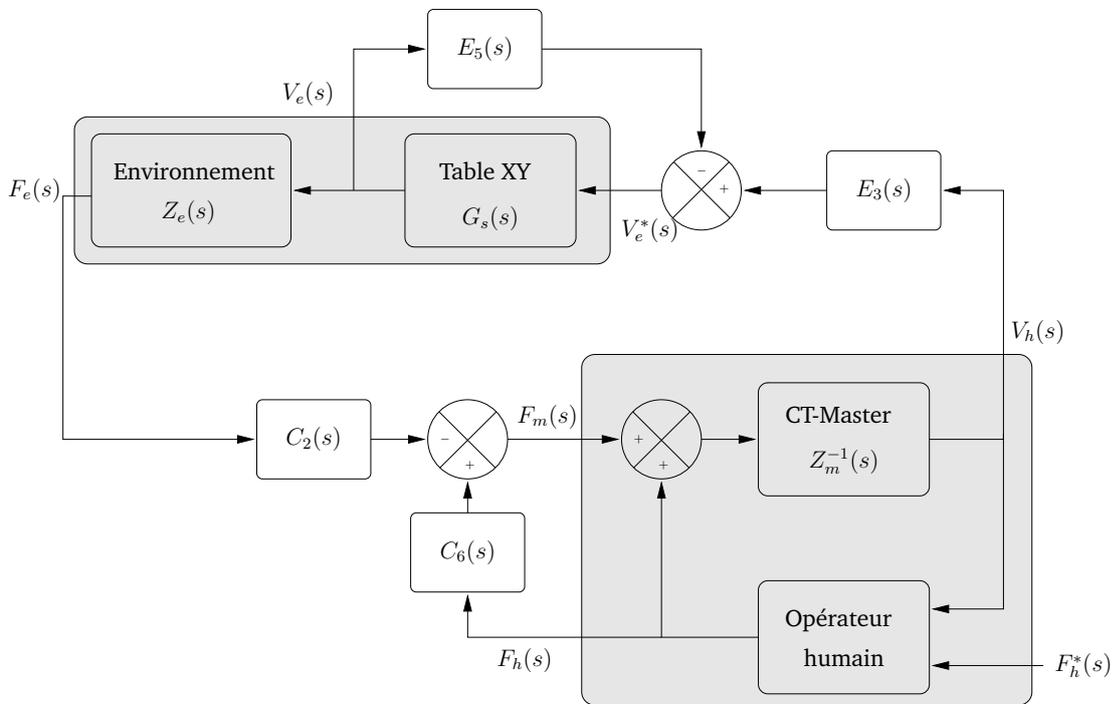


FIG. 5.5 – Schéma bloc de la commande force-position du dispositif expérimental.

faisons l'hypothèse que la perturbation due à l'interaction avec l'environnement compliant est entièrement rejetée par la boucle de vitesse au niveau du variateur. De ce fait, elle n'est pas représentée sur la figure.

La commande en position du manipulateur esclave est réalisée par un correcteur proportionnel avec retour tachymétrique, représenté par les blocs de transfert $E_3(s)$ et $E_5(s)$. Cette commande s'écrit :

$$V_e^*(s) = E_3(s)V_h(s) - E_5(s)V_e(s) \quad (5.5)$$

avec $E_5(s) = K_v^s + \frac{K_p^s}{s}$ et $E_3(s) = \frac{K_p^s}{s}$, où K_p^s et K_v^s sont les gains proportionnel et de retour tachymétrique.

Côté maître, la commande est réalisée avec le correcteur $C_6(s)$ de type PI ayant pour fonction de transfert $C_6(s) = K_f^m + \frac{K_i^m}{s}$, et un terme d'anticipation est intégré au correcteur $C_2(s)$ sous la forme $C_2(s) = 1 + C_6(s)$. Sachant que la consigne en effort côté maître est la mesure des efforts d'interaction entre l'esclave et l'environnement, la commande s'écrit :

$$F_m(s) = C_6(s)F_h(s) - C_2(s)F_e(s) \quad (5.6)$$

Analyse D'après la figure 5.5, nous avons :

$$V_e(s) = \frac{G_s(s)E_3(s)}{1 + G_s(s)E_5(s)}V_h(s) \quad (5.7)$$

$$F_h(s) = F_e(s) + \frac{Z_m(s)}{C_2(s)}V_h(s) \quad (5.8)$$

La matrice hybride du TME s'écrit alors :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{Z_m(s)}{C_2(s)} & 1 \\ -\frac{G_s(s)E_3(s)}{1+G_s(s)E_5(s)} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

En observant cette matrice, on remarque que les efforts perçus par l'utilisateur sont composés d'une part des efforts d'interaction entre l'esclave et l'environnement, et d'autre part des effets dynamiques du manipulateur maître. Cependant, on relèvera que le terme $C_2(s)$ vient modifier cet effet, ce qui améliore les performances de restitution, en particulier lors de mouvements lents, car l'utilisation d'un terme intégral permet alors de rejeter partiellement ces perturbations.

D'après le critère de Llewellyn, les conditions de stabilité inconditionnelle en mode couplé pour l'architecture force-position proposée sont données par [Micaelli02] :

$$\operatorname{Re}(h_{11}(j\omega)) \geq 0 \iff K_i^m \leq \frac{B_m(1 + K_f^m)}{M_m}, \forall \omega \geq 0 \quad (5.10)$$

$$\operatorname{Re}(h_{22}(j\omega)) = 0 \quad (5.11)$$

Ces conditions ne sont vérifiées que si l'environnement est compliant. De ce fait, elles ne permettent pas de garantir la stabilité du système quelle que soit l'interaction [Adams99a]. Il est aussi intéressant d'analyser le paramètre de stabilité η_H sur une plage fréquentielle. Pour la structure force-position proposée ce paramètre s'écrit :

$$\eta_H(j\omega) = -\frac{\operatorname{Re}(h_{12}(j\omega)h_{21}(j\omega))}{|h_{12}(j\omega)h_{21}(j\omega)|} \quad (5.12)$$

En ayant fait l'hypothèse que la boucle de vitesse qui permet de commander le manipulateur esclave rejette parfaitement l'interaction avec l'environnement, et la condition $\eta_H \geq 1$ ne peut être satisfaite $\forall \omega$, et donc d'après l'expression (5.12), η_H peut au mieux être égal à 1. Pour la synthèse du correcteur en position côté esclave, nous prendrons soins de vérifier la plage fréquentielle pour laquelle $\eta_H = 1$.

Synthèse Les correcteurs en position côté esclave et en effort côté maître ont été élaborés à partir du modèle du système, puis d'un ajustement expérimental, afin d'obtenir les meilleures performances. La commande en position côté esclave est réalisée par un correcteur proportionnel avec retour tachymétrique. En choisissant le paramètre $K_v^s = 1$ nous imposons le coefficient

d'amortissement de la boucle de position à 0,9 puis en réglant $K_p^s = 80$, nous obtenons en simulation une boucle de position avec une bande passante de 50 rad.s^{-1} . Les gains du correcteur PI pour la commande en effort côté maître sont plus difficiles à calculer. L'interaction entre le manipulateur maître et l'utilisateur modifie la dynamique côté maître. Expérimentalement, nous avons choisi les gains $K_f^m = 0$ et $K_i^m = 12 \text{ s}$, qui vérifient la condition de passivité côté maître. Le choix de K_f^m est motivé par le fait que l'on utilise un terme d'anticipation. En effet, la combinaison du terme d'anticipation et des efforts résultant de l'interaction entre l'utilisateur et le manipulateur est équivalente à un terme proportionnel unitaire [Sciavicco00]. Le choix des correcteurs permet de connaître le paramètre η_H en fonction de la pulsation, ce qui est illustré par la figure 5.6. Comme nous pouvions le supposer, ce diagramme nous montre que le système n'est pas inconditionnellement stable quelle que soit ω . Cela signifie qu'il existe un couple environnement-utilisateur potentiellement déstabilisant, ce qui est cohérent avec ce qui a été dit précédemment, puisque les hypothèses sur le système supposent que l'esclave interagisse avec un environnement compliant [Adams99a].

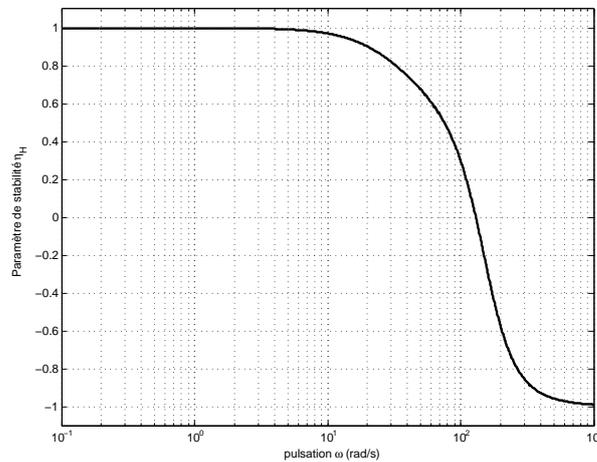


FIG. 5.6 – Évolution du paramètre η_H pour la stabilité inconditionnelle.

5.3.2 Résultats

Première situation : mouvements libres La figure 5.7 montre les positions des manipulateurs ainsi que l'erreur absolue de suivi. Au cours de cette première phase en mouvement libre, l'erreur de position est faible, caractérisée par une valeur moyenne de 0,34 mm avec un écart type de 0,2 mm pour un déplacement de 58 mm. Les mouvements au cours de cette phase sont réalisés avec une vitesse maximale de 33 mm.s^{-1} . Bien que le manipulateur esclave évolue dans un environnement libre, l'utilisateur perçoit des efforts qui sont des perturbations majoritairement dues à la dynamique du manipulateur maître-esclave. La moyenne de l'erreur absolue en efforts est de 0,15 N avec un écart type de 0,11 N, des valeurs crêtes de 0,5 à 0,6 N étant observées occasionnellement. D'après les caractéristiques de la perception haptique humaine (voir annexe B), et d'après les différents essais que nous avons réalisés, la perception de ces efforts parasites est relativement limitée. L'utilisation d'un intégrateur côté maître permet de réduire significativement l'effet des frottements. En revanche, la perception de l'inertie du manipulateur maître lors des mouvements rapides n'est pas atténuée, même si cela n'est pas très préjudiciable

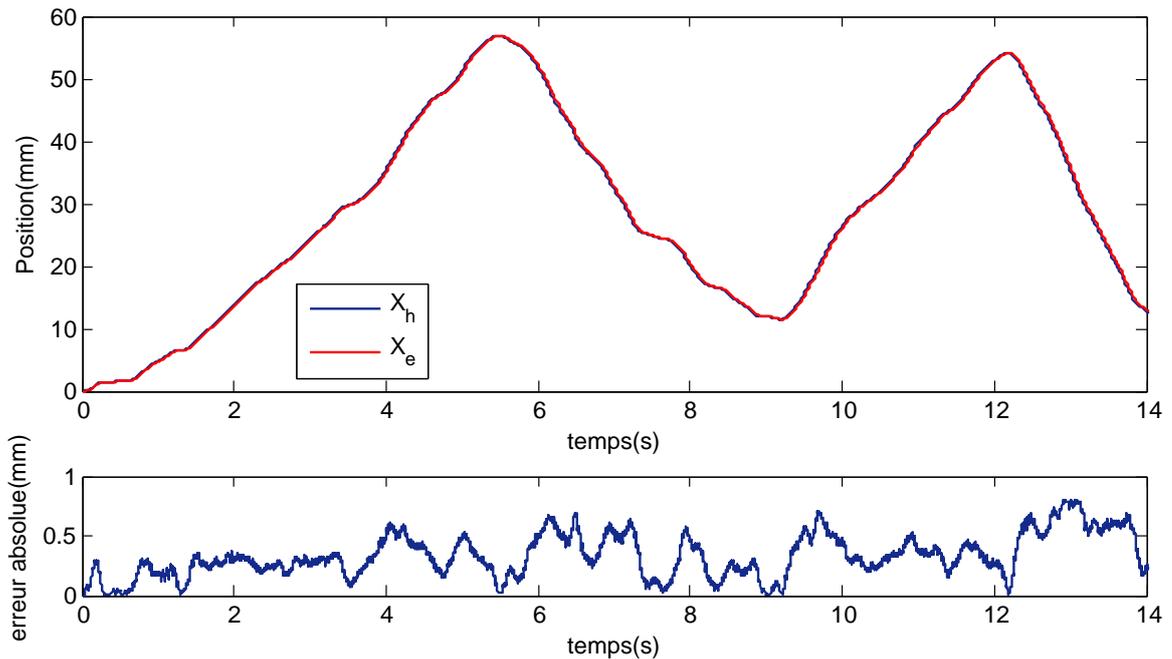


FIG. 5.7 – En haut, position mesurée coté maître et coté esclave au cours de mouvements libres pour une structure force-position. En bas, l'erreur absolue de suivi en position.

à la perception puisque l'inertie du système est relativement faible.

Ce constat est confirmé par le diagramme fréquentiel du paramètre hybride $h_{11}(s)$ présenté à la figure 5.8. Ce paramètre permet d'évaluer l'influence de la dynamique du manipulateur maître sur la perception de l'utilisateur lors des mouvements libres. La figure présente le module du paramètre $h_{11}(s)$ obtenu à partir du modèle théorique (5.9) et à partir des données expérimentales. Sur cette courbe sont aussi tracées les impédances $Z_{th}^{max} = Z_{th}^{min} + Z_{th}^{width}$ et Z_{th}^{min} définissant l'intervalle d'impédance perçue par l'utilisateur pour des fréquences supérieures à 1 Hz. En mouvement libre, pour des fréquences supérieures à 1 Hz, l'utilisateur perçoit une masse comprise entre 0,15 et 0,35 kg et des frottements visqueux dont le coefficient est compris entre 2,4 et 5,8 N.s.m⁻¹. L'écart entre le modèle et les données expérimentales est dû aux incertitudes sur le modèle dynamique du maître, et à l'influence non négligeable de l'utilisateur, ce résultat ayant précédemment été mis en évidence par Hashtrudi-Zaad et Salcudean [Hashtrudi-Zaad01]. Les mouvements réalisés par l'utilisateur ne permettent pas de couvrir les fréquences au-delà de 15 Hz. Aux fréquences inférieures à 1 Hz, les frottements secs présents sur le manipulateur maître sont rejetés par la boucle en effort.

L'évolution du module du paramètre hybride $h_{21}(s)$ est présentée à la figure 5.9. Celui-ci permet entre autres d'évaluer les performances fréquentielles du suivi en position lors de mouvements libres. La bande passante de la boucle de position, à -3dB, est de 8,07 Hz, ce qui est proche de la valeur théorique pour laquelle le correcteur en position a été élaboré. Cette bande passante semble être suffisante, étant donné la vitesse à laquelle sont réalisés les gestes percutanés et les variations de cette vitesse.

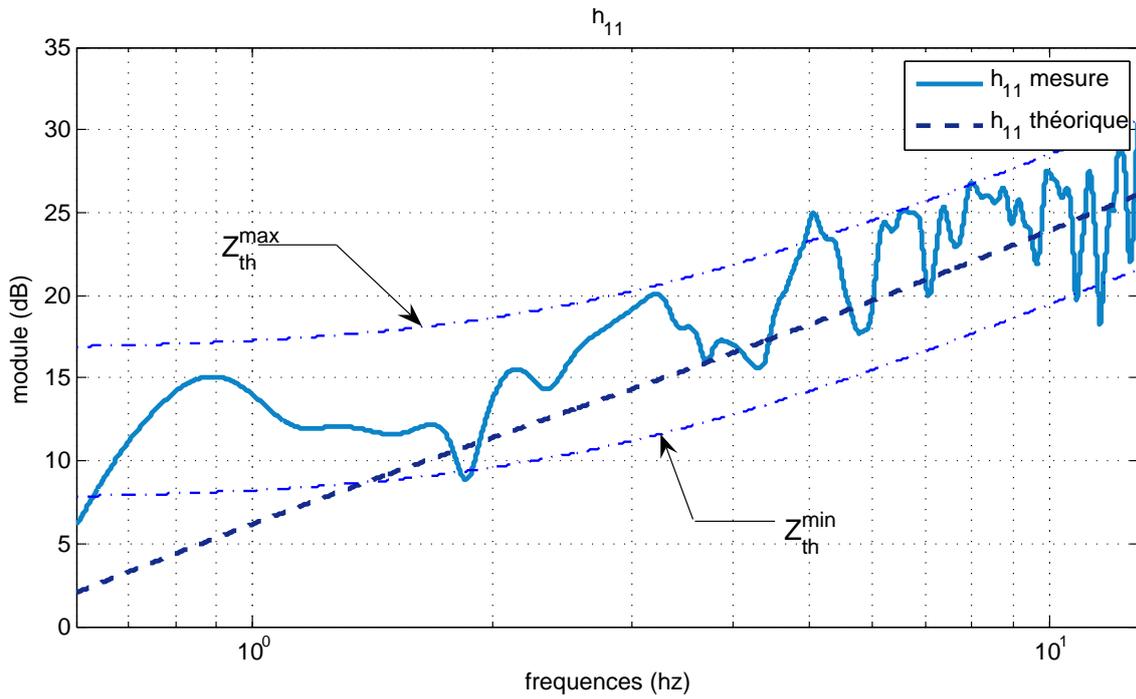


FIG. 5.8 – Modules mesuré et théorique du paramètre hybride $h_{11}(s)$ du TME avec une structure force-position, au cours de mouvements libres.

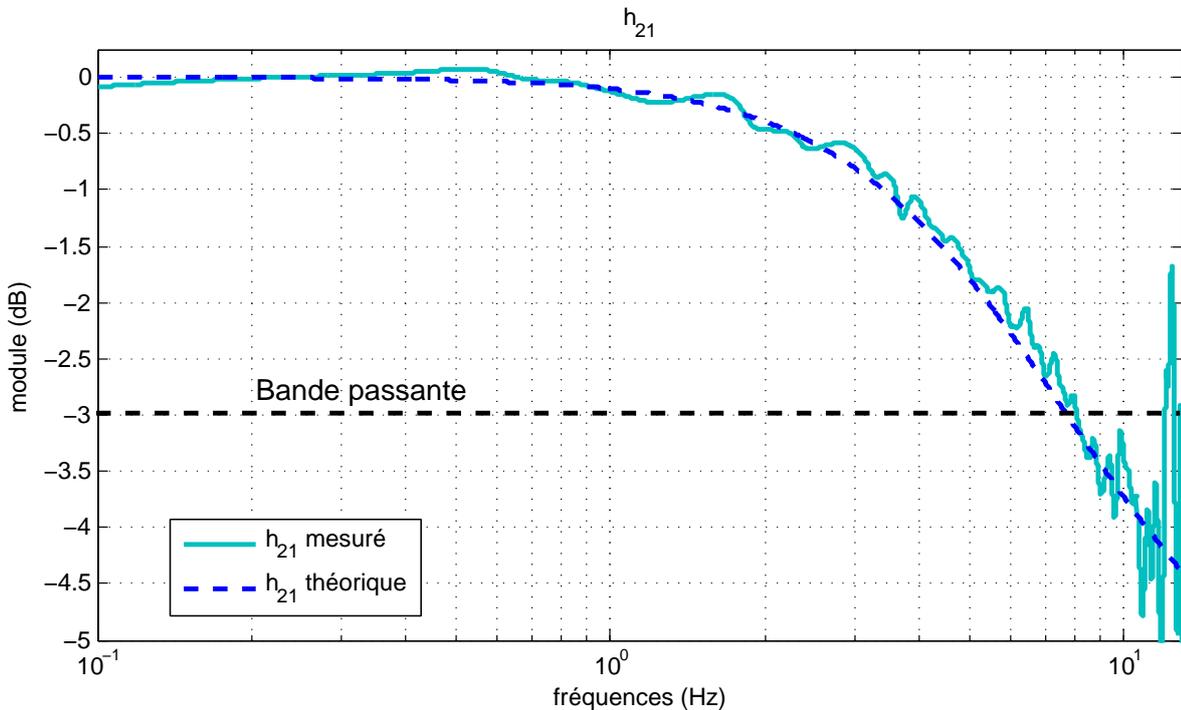


FIG. 5.9 – Modules mesuré et théorique du paramètre hybride $h_{21}(s)$ du TME avec une structure force-position, au cours de mouvements libres.

Deuxième situation : palpation Les résultats de suivi en force lors de la phase de palpation sont présentés à la figure 5.10. On constate que la force perçue par l'utilisateur suit de manière très satisfaisante la force mesurée côté esclave. L'erreur absolue de suivi en effort a une valeur moyenne de 0,15 N, comparable à la valeur obtenue en mouvement libre, avec un écart type de 0,147 N, pour une force maximale de 6,2 N. Entre l'instant 4,5 s et 7,3 s, l'utilisateur maintient l'interface à une position désirée et l'on constate alors que l'erreur absolue de suivi reste faible, toujours inférieure à 0,25 N. Durant les phases transitoires, cette erreur reste inférieure à 0,6 N, excepté au moment de la mise au contact avec le ressort où elle atteint 1 N. Il est intéressant de constater que ces ordres de grandeurs sont très similaires à ceux obtenus pour un mouvement libre. Cela signifie que la principale perturbation induite dans la perception des efforts est liée à la mécanique de l'interface CT-Master bien plus qu'à la commande. Les résultats de suivi en position entre les deux manipulateurs sont présentés à la figure 5.11. Le déplacement réalisé par l'utilisateur est d'amplitude relativement faible, environ 6 mm, avec une vitesse maximale de 10 mm.s⁻¹. Dans ces conditions, nous avons relevé une erreur absolue moyenne très faible, d'environ 0,04 mm, pour un écart type de 0,05 mm. Par ailleurs, on observe sur la figure une erreur de position quasiment nulle lorsque l'utilisateur atteint la position finale désirée. Pendant, les phases transitoires, on remarque que le mouvement est moins lisse, ce qui se traduit par des pics sur le profil de l'erreur. Ce phénomène est lié aux frottements secs côté esclave, car la tâche est réalisée à vitesse réduite. Afin d'évaluer la transparence du système au cours de cette seconde phase, nous avons représenté sur la figure 5.12 le module des impédances $Z_{th}(s)$ et $Z_e(s)$, en comparant les valeurs obtenues à partir des mesures et à partir des modèles. Théoriquement, la structure force-position proposée ne permet pas de restituer parfaitement l'impédance de l'environnement à l'utilisateur lorsque la fréquence est supérieure à 1,5 Hz. En pratique, nous constatons que les modules obtenus à partir des mesures, sont relativement similaires, en particulier sur la plage fréquentielle 0,1-10 Hz. Ceci est matérialisé par un intervalle de confiance de 20 % autour de la valeur mesurée de $Z_e(s)$ en pointillés. On constate cependant, à partir de 3 Hz, que l'impédance $Z_e(s)$ mesurée ne correspond plus au modèle théorique ce qui est dû aux erreurs de modélisation du ressort.

Troisième situation : insertion d'aiguille Les résultats de restitution d'efforts et de suivi en position pour la structure force-position au cours d'une insertion d'aiguille sont présentés respectivement aux figures 5.13 et 5.14. Sur chacune des figures, les différentes phases de l'insertion sont délimitées par des zones grises, et repérées par des lettres, à savoir :

- A : phase viscoélastique, où l'aiguille déforme le tissu avant de le pénétrer. Juste avant la rupture de la première couche superficielle, les efforts atteignent environ 5,5 N ;
- B et C : deux phases d'insertion lente, débutées par un passage de couche ;
- D : à l'instant 7,4 s, la pointe l'aiguille traverse la couche de peau la plus épaisse, puis continue sa trajectoire jusqu'à la position désirée ;
- E : cette phase débute avec une légère relaxation du tissu, avant que l'aiguille ne soit extraite, la vitesse changeant alors de signe ;
- F : lors de cette phase de l'extraction, la position de l'aiguille continue d'évoluer alors que les efforts restent constants à environ -2 N. Le point de sortie de l'aiguille ne correspond plus à son point d'entrée à cause des frottements et de l'élasticité de la peau. Finalement, la peau se décolle brutalement de l'aiguille et reprend sa position initiale ;
- G : le début de la phase G correspond à l'instant où l'aiguille est complètement extraite du mannequin, puis l'évolution se fait en mouvement libre.

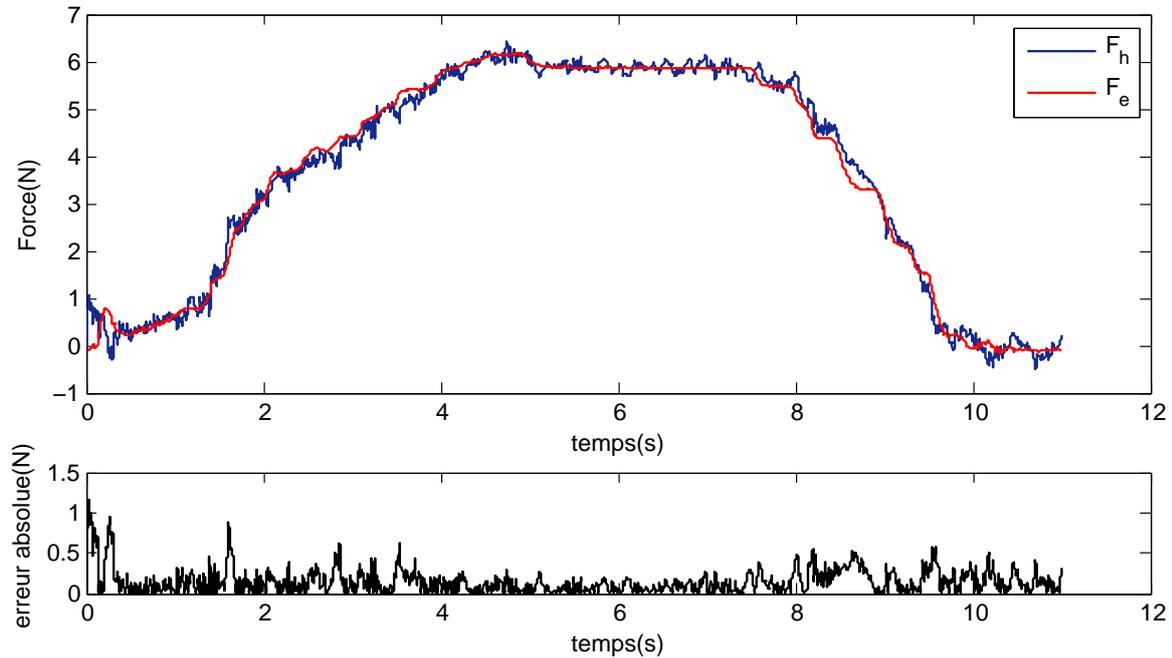


FIG. 5.10 – En haut, force mesurée côté maître et côté esclave, au cours de la phase de palpation pour une structure force-position. En bas, erreur absolue de suivi en force.

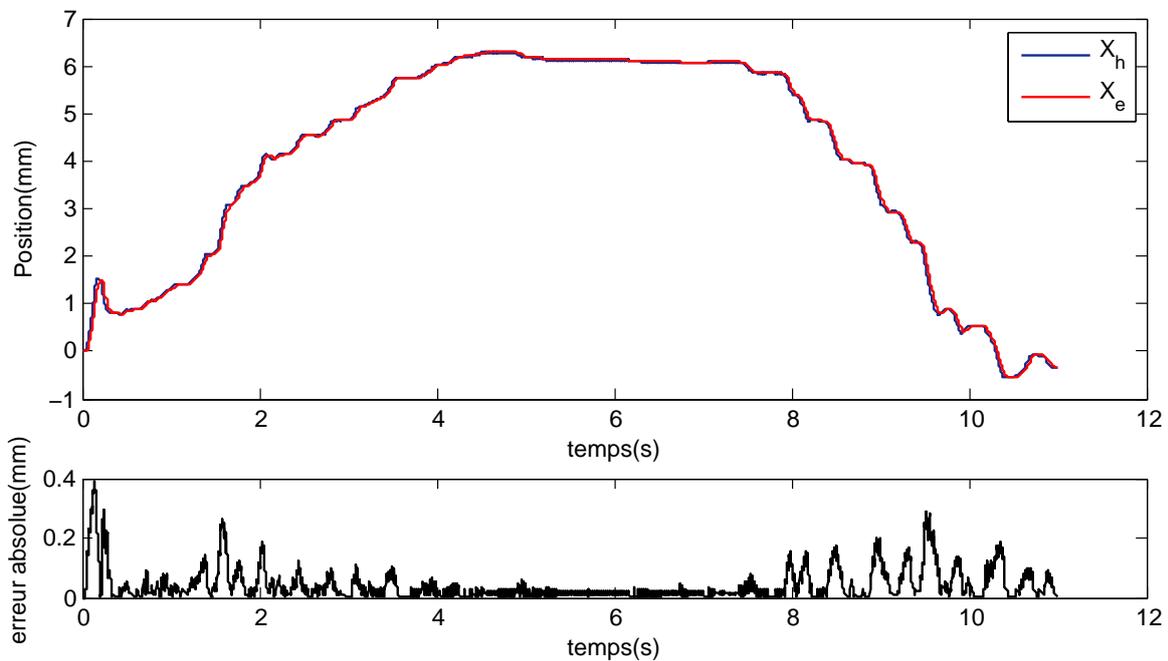


FIG. 5.11 – En haut, position mesurée côté maître et côté esclave au cours de la phase de palpation pour une structure force-position. En bas, erreur absolue de suivi en position.

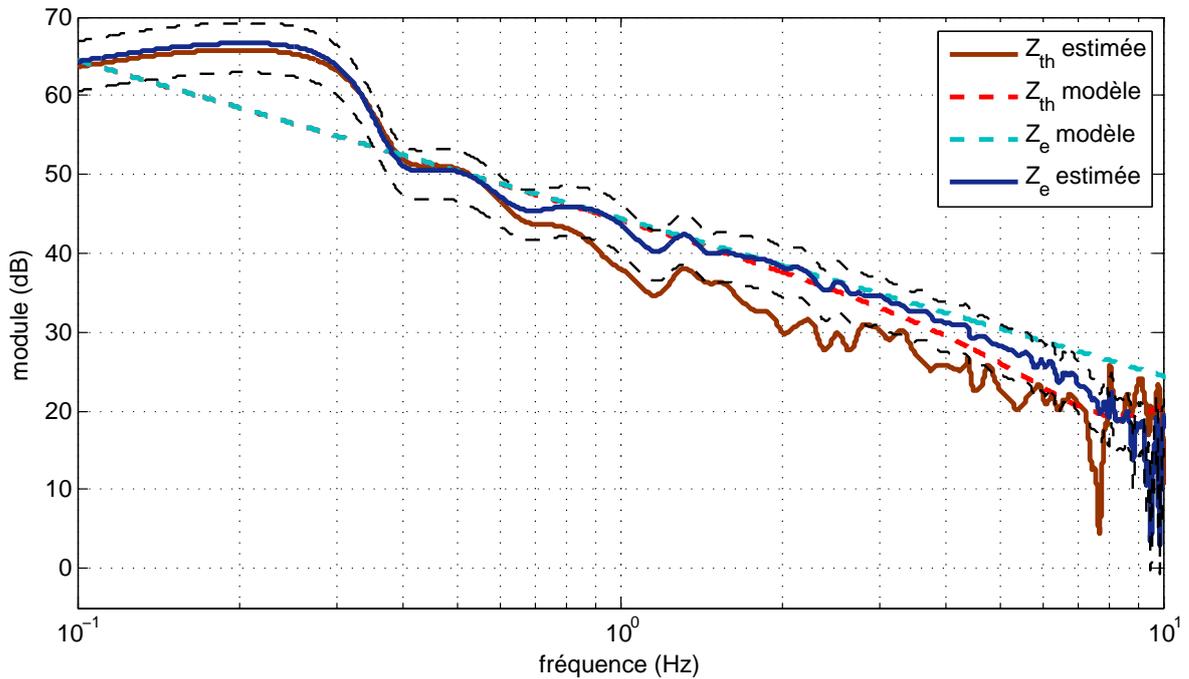


FIG. 5.12 – Réponse fréquentielle de l'impédance perçue par l'utilisateur et l'impédance de l'environnement.

L'analyse fréquentielle telle que nous l'avons menée pour la palpation ne peut pas être réalisée pour l'insertion d'aiguille, car l'environnement est non linéaire. Cependant, afin d'avoir une base de comparaison, nous proposons un récapitulatif des performances en termes de suivi d'efforts et de position pour chaque phase. Ainsi, après le passage de la première couche superficielle à l'instant $t = 5,5$ s, l'erreur de suivi en effort reste globalement inférieure à 0,5 N, tandis que l'erreur de suivi en position est inférieure à 0,5 mm. Le profil d'effort montre ensuite deux passages de couches, l'un à l'instant $t = 6,9$ s, l'autre à l'instant $t = 7,4$ s. Le premier passage, qui correspond à une couche intermédiaire, est caractérisé par une erreur absolue de suivi en effort de 0,9 N et en position de 0,7 mm. Le second, qui coïncide avec le passage de la peau épaisse, est caractérisé par une erreur de suivi en effort de 1,5 N, et s'accompagne d'une augmentation de l'erreur de position de 1,7 mm. Par ailleurs, on remarque que ces deux passages sont caractérisés par des mouvements que l'on peut qualifier de mal contrôlés. Comme on peut le voir sur la figure 5.15, où le suivi en vitesse est présenté, les passages d'une couche à l'autre sont caractérisés par une vitesse de $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ pour le premier, et de $70 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$, pour le second, alors que le reste du temps la vitesse est globalement inférieure à $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Durant l'extraction, l'erreur de suivi en position reste inférieure à 0,6 mm et l'erreur de suivi en effort est inférieure 0,3 N. Entre les phases D et E, l'utilisateur a relâché momentanément l'interface maître avant de la reprendre pour poursuivre l'extraction. Cette phase correspond à la fin de l'insertion. En comparaison avec les résultats obtenus lors des deux premières situations, les résultats pour l'insertion d'aiguille sont très similaires. On constate cependant, que les non-linéarités engendrent des erreurs de suivi en effort et en position assez importantes, accompagnées de mouvements mal contrôlés.

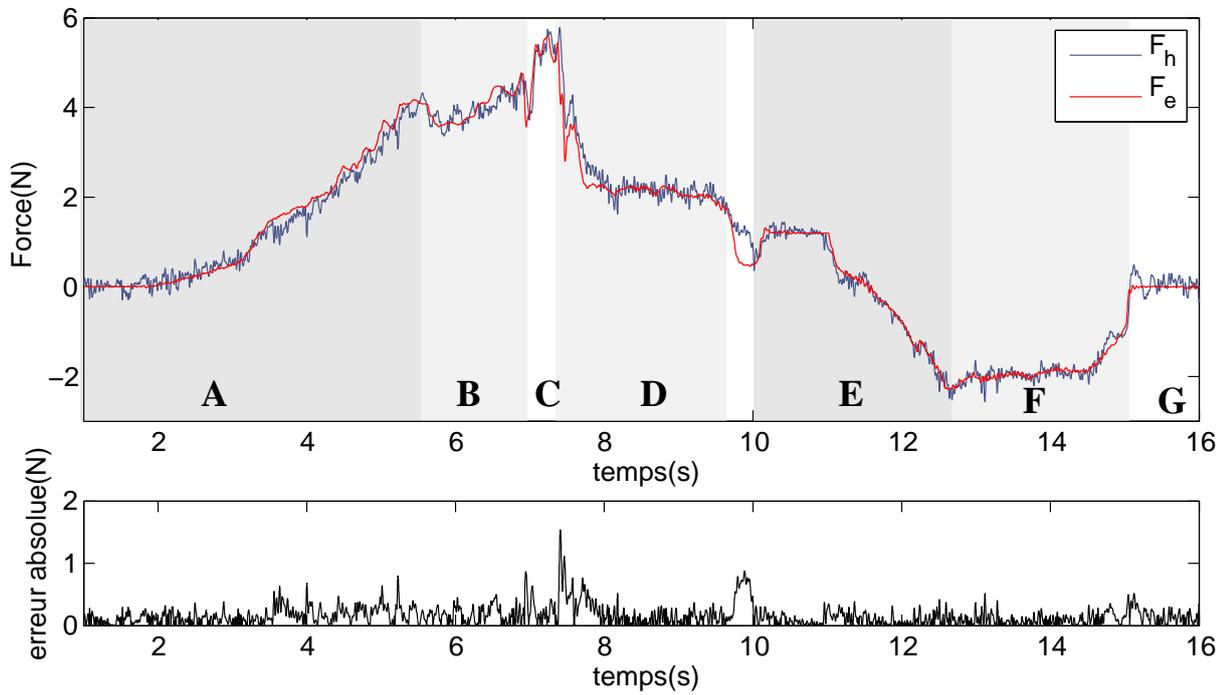


FIG. 5.13 – En haut, la force mesurée côté maître et côté esclave au cours d'une insertion d'aiguille pour une structure force-position. En bas, l'erreur absolue de suivi en force.

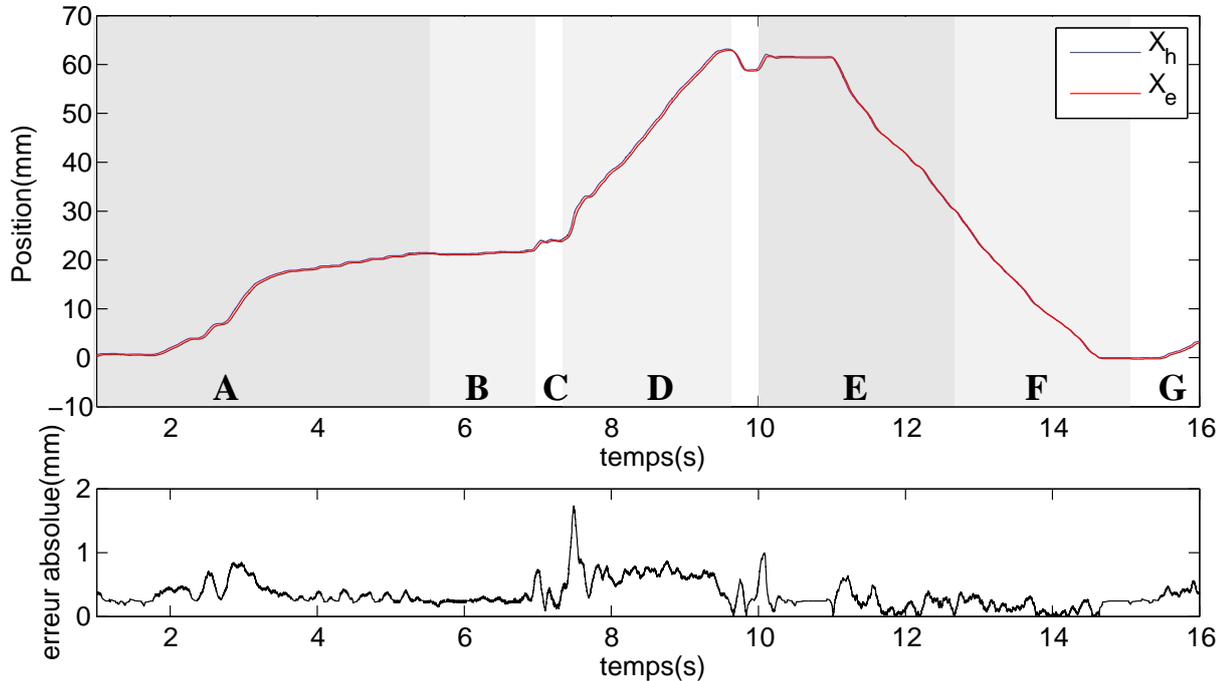


FIG. 5.14 – En haut, la position mesurée côté maître et côté esclave au cours d'une insertion d'aiguille pour une structure force-position. En bas, l'erreur absolue de suivi en position.

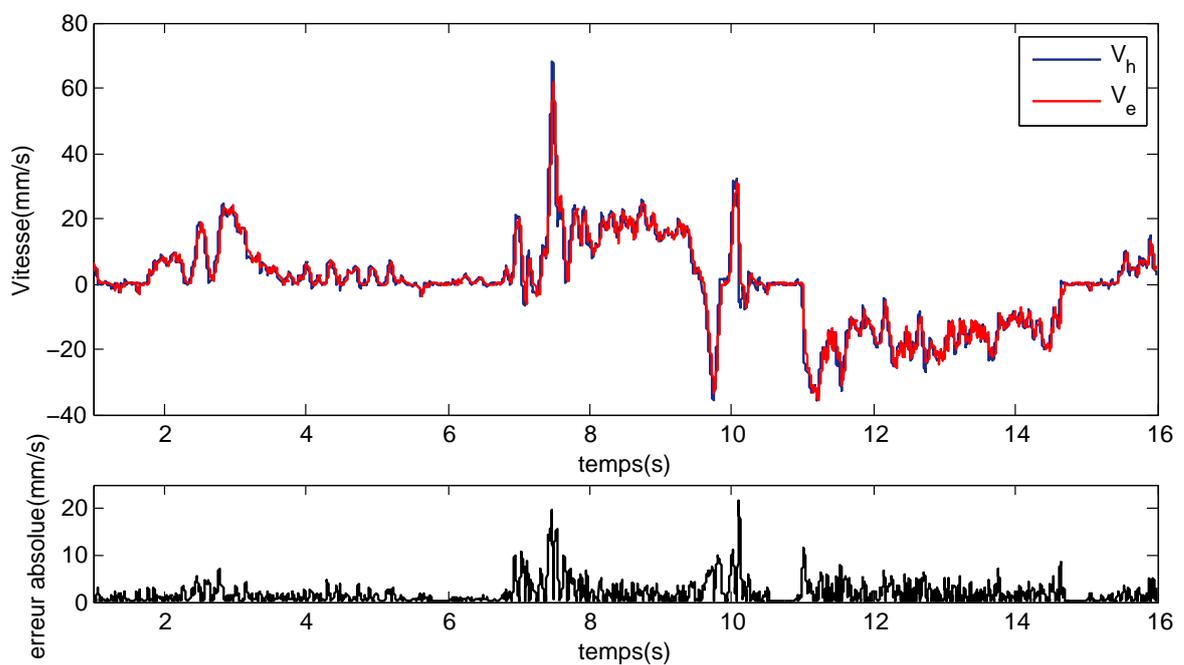


FIG. 5.15 – En haut, évolution des vitesses du manipulateur maître et du manipulateur esclave au cours d'une insertion d'aiguille pour une structure force-position. En bas, erreur absolue de suivi en vitesse.

5.4 Structure quatre canaux

5.4.1 Modélisation, analyse et synthèse des correcteurs

La structure quatre canaux classique présentée à la figure 4.6 ne peut pas être directement utilisée sur le dispositif expérimental, car le manipulateur esclave est ici commandé directement en vitesse. Dans cette section, nous décrivons la commande bilatérale que nous avons développée pour notre application.

Modélisation La commande du manipulateur esclave est une commande à retour d'efforts explicite pour un mouvement compliant [Seraji94]. Ce type de commande est bien adaptée lorsque le manipulateur interagit avec un environnement compliant. Par contre, dès que cet environnement devient rigide, la commande peut devenir instable [Seraji94]. La figure 5.16 montre le schéma bloc de l'asservissement réalisé côté esclave. Afin de garder les notations

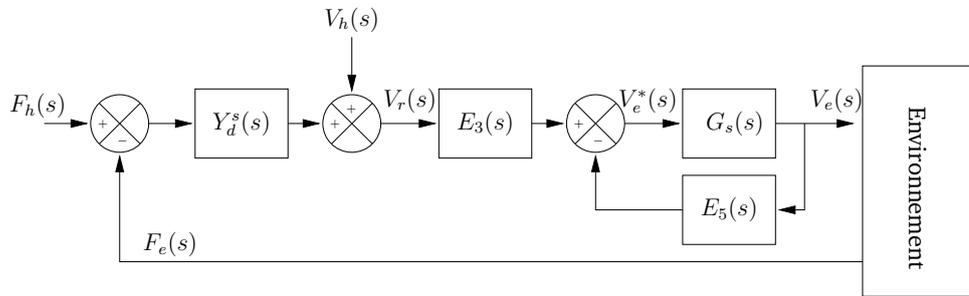


FIG. 5.16 – Schéma bloc simplifié de l'implémentation de la structure quatre canaux sur le dispositif expérimental côté esclave, d'après [Seraji94].

introduites au chapitre 4, la boucle de position côté esclave est réalisée par les blocs notés $E_5(s)$ et $E_3(s)$, qui correspondent à un correcteur proportionnel avec retour tachymétrique, permettant de modifier la dynamique de la boucle de vitesse interne et d'assurer une erreur statique en position nulle. La commande en effort côté esclave est réalisée par l'intermédiaire d'une admittance $Y_d^s(s)$ qui permet de modifier la consigne en position envoyée à la boucle de position. Ainsi d'après le schéma de la figure 5.16, nous avons :

$$V_r(s) = V_h(s) + Y_d^s(s)(F_h(s) - F_e(s)) \quad (5.13)$$

En considérant les hypothèses sur le manipulateur esclave, à savoir que la boucle de vitesse interne permet de rejeter la perturbation d'interaction avec un environnement compliant, la commande envoyée au manipulateur esclave s'écrit alors :

$$V_e^*(s) = E_3(s)V_h(s) - E_5(s)V_e(s) + E_3(s)Y_d^s(s)(F_h(s) - F_e(s)) \quad (5.14)$$

Pour la suite, nous avons choisi les correcteurs $E_5(s) = \frac{K_p^s}{s} + K_d^s$ et $E_3(s) = \frac{K_p^s}{s}$, où K_p^s et K_v^s . L'admittance $Y_d^s(s)$ permet de modifier le comportement dynamique de l'esclave lors du contact avec l'environnement, et donc sa valeur dépend de la dynamique de l'environnement.

Le commande côté maître est inspirée d'une commande parallèle force-position initialement proposée par Chiaverini [Chiaverini93]. Cette commande utilise à la fois la position et l'effort pour commander le robot, comme ce qui est présenté sur la figure 5.17. Le comportement de

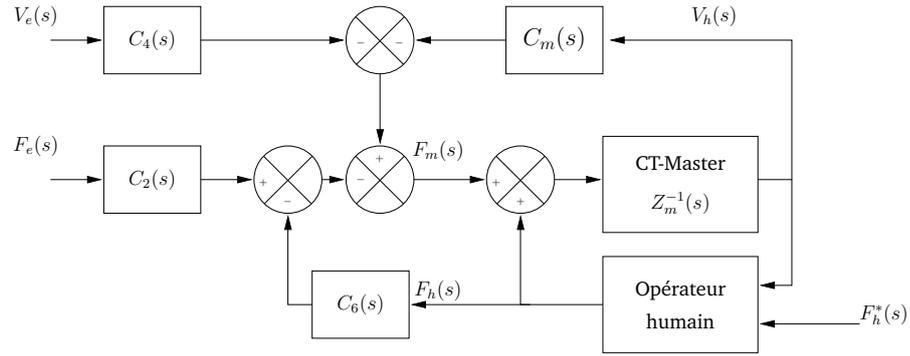


FIG. 5.17 – Schéma bloc simplifié de l'implémentation de la structure quatre canaux sur le dispositif expérimental côté maître, d'après [Chiaverini93].

L'utilisateur étant le plus souvent modélisé par un système MAR, l'utilisation de cette commande est tout à fait cohérente. Le correcteur parallèle force-position est basé sur un correcteur PD pour l'asservissement de position, associé à un correcteur PI avec terme d'anticipation pour l'asservissement d'effort. Cette configuration permet d'avoir un asservissement d'effort prédominant sur l'asservissement de position [Chiaverini93]. Il faut également signaler que cette commande s'accompagne généralement d'un terme de compensation de gravité, que nous ne représentons ni sur le schéma bloc, ni dans la loi de commande par souci de clarté. Avec les notations de la figure 5.18, la commande envoyée au manipulateur maître s'écrit alors :

$$F_m(s) = -C_m(s)V_h(s) - C_4(s)V_e(s) - C_2(s)F_e(s) + C_6(s)F_h(s) \quad (5.15)$$

avec $C_6(s) = K_f^m + \frac{K_i^m}{s} = C_2(s) - 1$, $C_m(s) = K_v^m + \frac{K_p^m}{s}$ et $C_4(s) = -\frac{K_p^m}{s}$, où K_f^m et K_i^m sont les gains du correcteur de l'asservissement en effort, et K_p^m et K_v^m sont les gains du correcteur de l'asservissement de position.

A partir des commandes du manipulateur maître et du manipulateur esclave, il est tout à fait envisageable d'établir une commande bilatérale s'inspirant d'une structure quatre canaux telle que celle proposée par Hashtrudi-Zaad [Hashtrudi-Zaad00]. Cette structure quatre canaux est présentée figure 5.18.

Analyse A partir des modèles des manipulateurs, on montre que le TME s'écrit sous la forme hybride suivante :

$$\begin{pmatrix} F_h(s) \\ -V_e(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{Z_{cm}(s)(1+E_5(s)G_s(s))+C_4(s)E_3(s)G_s(s)}{(1+E_5(s)G_s(s))C_2(s)-C_4(s)G_s(s)E_3(s)Y_d^s(s)} & 1 \\ -G_s(s)E_3(s) \frac{C_2(s)+Y_d^s(s)Z_{cm}(s)}{(1+G_s(s)E_5(s))C_2(s)-G_s(s)E_3(s)Y_d^s(s)C_4(s)} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_h(s) \\ F_e(s) \end{pmatrix} \quad (5.16)$$

Synthèse La synthèse des correcteurs est plus délicate pour cette structure. Nous avons conservé les réglages pour la boucle de position côté esclave proposés pour la structure force-position, à savoir : $K_p^s = 80 \text{ s}^{-1}$ et $K_v^s = 1$. L'asservissement de position côté maître est réglé de manière à avoir un comportement en mouvement libre caractérisé par un temps de réponse à 5% de 50 ms et un dépassement inférieur à 5 %. Sachant que le modèle du manipulateur maître est donné par $Z_m(s)^{-1}$ défini par l'équation (5.4), les gains utilisés lors des expériences sont $K_p^m = 650 \text{ N.m}^{-1}$ et $K_v^m = 15 \text{ N.s.m}^{-1}$. L'asservissement en efforts coté maître est réalisé à l'aide d'un

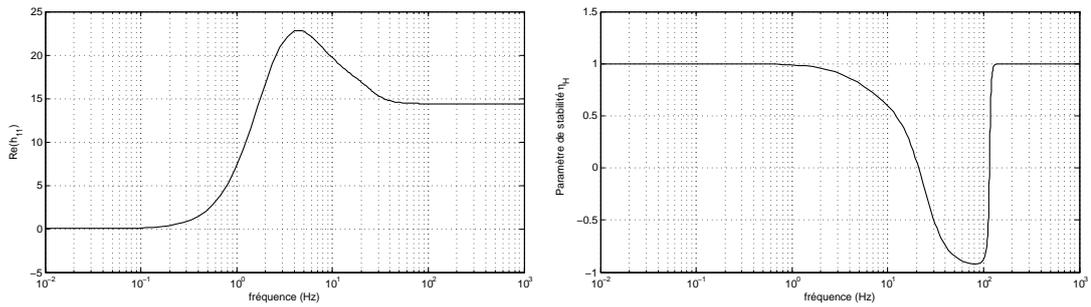


FIG. 5.19 – A gauche, évolution de la partie réelle du paramètre hybride $h_{11}(s)$, et à droite évolution du paramètre de stabilité η_H pour la structure quatre canaux proposée.

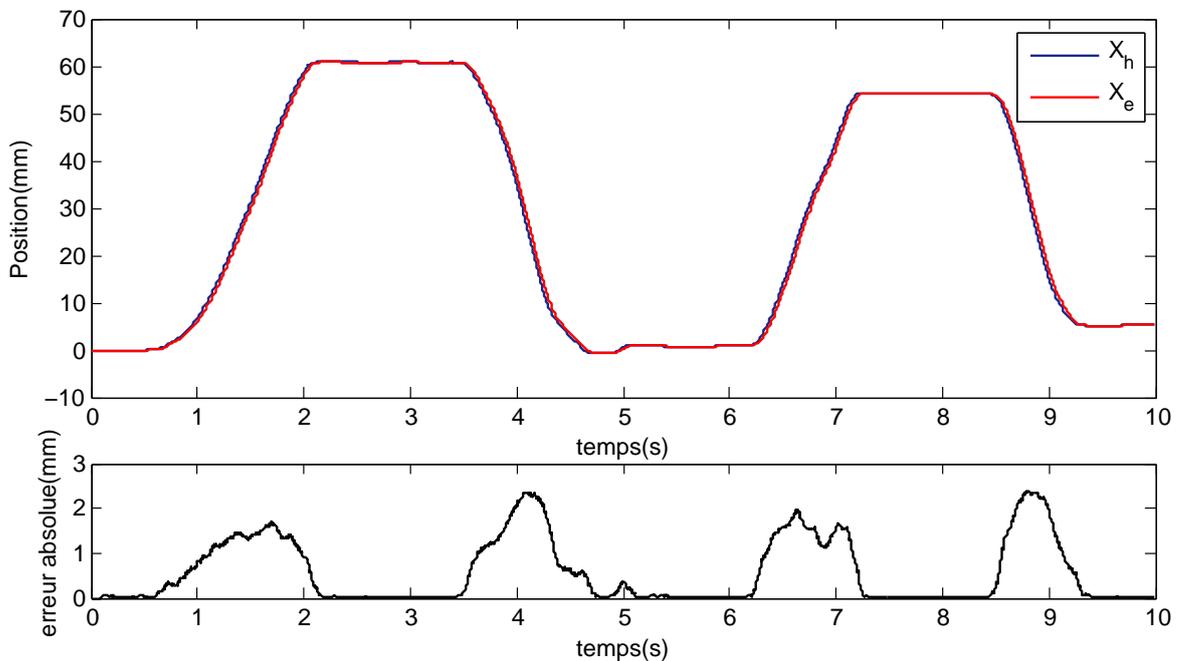


FIG. 5.20 – En haut, la position mesurée côté maître et côté esclave au cours d'un mouvement libre pour la structure quatre canaux. En bas, l'erreur absolue de suivi en position.

Première situation : mouvements libres A l'image de ce que nous avons pu relever lors des expériences avec la structure force-position, bien que le manipulateur esclave évolue dans un environnement libre, l'utilisateur perçoit des efforts. Ceux-ci sont relativement faibles, la valeur moyenne de l'erreur absolue étant de 0,14 N pour un écart type de 0,12 N. Occasionnellement, des valeurs crête de 0,6 N sont observées. Les résultats de suivi en position lors de cette première phase d'évaluation sont présentés à la figure 5.20, et montrent une valeur moyenne de l'erreur absolue de 0,57 mm, avec un écart type de 0,72 mm, pour des mouvements de 60 mm d'amplitude à une vitesse maximale de $90 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. On constate que l'erreur de suivi est plus importante lors des phases transitoires, atteignant un maximum de 2,4 mm. Le fait que l'effort

ressenti f_h ne soit pas parfaitement nul durant les transitoires pénalise le suivi de position, par l'intermédiaire de l'admittance $Y_d^s(s)$.

La figure 5.22 présente les modules théorique et mesuré du paramètre hybride $h_{11}(s)$. Là encore, cette caractéristique est très similaire à celle obtenue pour la structure force-position. On constate cependant que celle-ci est plus atténuée aux faibles fréquences, ce qui se traduit par une meilleure perception des efforts. Nous avons ajouté sur cette courbe les impédances maximale $Z_{th}^{max}(s)$ et minimale $Z_{th}^{min}(s)$ perçues par l'utilisateur lors des mouvements libres. Ces impédances correspondent à une masse variant de 0,2 kg à 0,4 kg, et un coefficient de frottement visqueux variant de 2,5 à 7 N.s.m⁻¹, ce qui est légèrement supérieur aux valeurs déterminées pour la structure force-position. Au dessous de 1 Hz, l'impédance perçue par l'utilisateur est beaucoup plus faible que $Z_m^{min}(s)$.

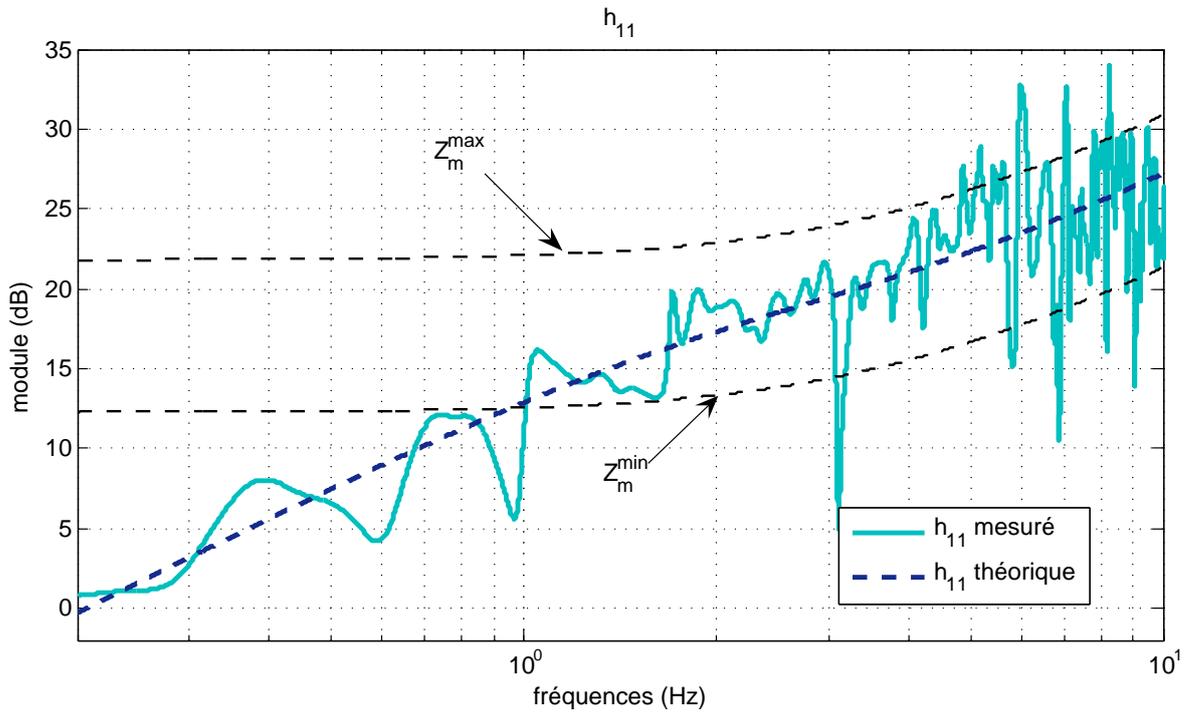
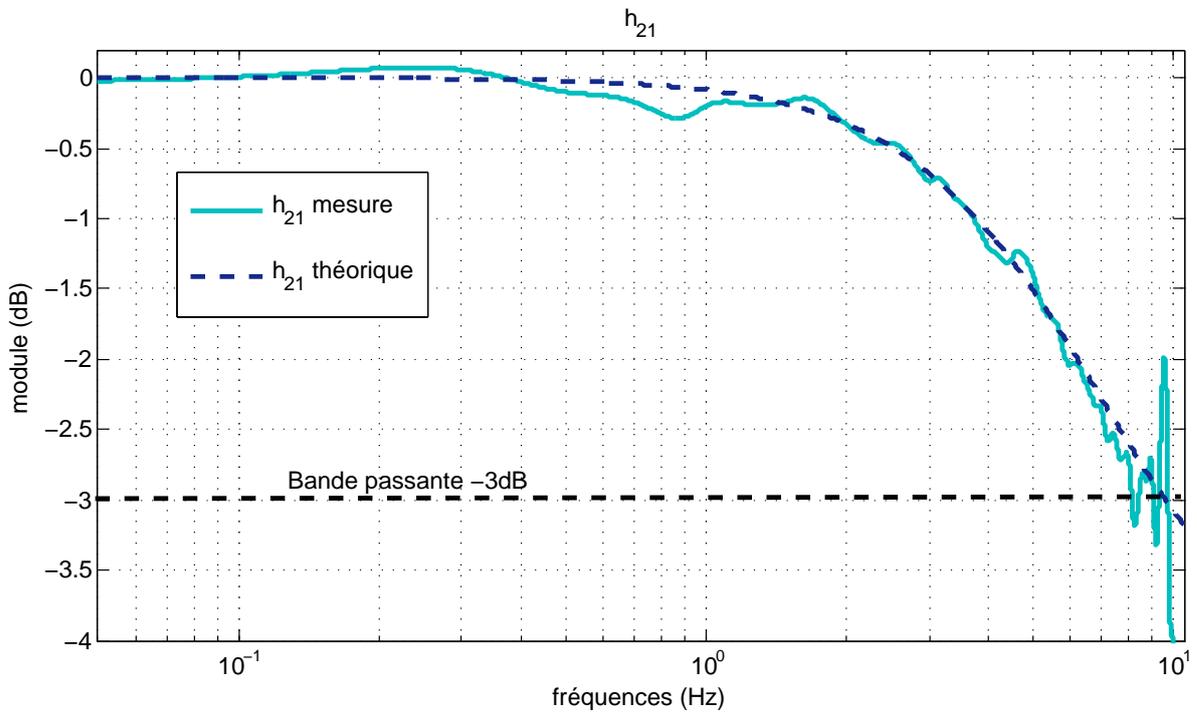
Le paramètre hybride $h_{21}(s)$, présenté à la figure 5.21 nous renseigne sur les performances de suivi entre les positions des manipulateurs maître et esclave lors des mouvements libres. On constate que la bande passante à -3 dB associée est de 7,9 Hz, ce qui correspond au cahier des charges fixé.

Seconde situation : palpation Les résultats de suivi en force pour cette interaction avec un milieu de raideur connue sont présentés à la figure 5.23. L'erreur absolue de suivi est caractérisée par une valeur moyenne de 0,13 N et un écart-type de 0,21 N, pour une force maximale de 5,4 N. Les résultats de suivi en position sont quant à eux présentés à la figure 5.24. L'utilisateur effectue des mouvements de faible amplitude, d'environ 8 mm, et le manipulateur esclave suit ces mouvements avec une erreur absolue de 0,045 mm en moyenne pour un écart-type de 0,06 mm, sauf à l'instant 9,3 s où elle atteint 0,53 mm. L'erreur est quasi nulle entre les instants $t = 5$ s et $t = 8,8$ s, qui correspondent au régime stationnaire lorsque l'utilisateur a atteint la position désirée.

Pour évaluer la transparence du système lors d'un contact avec un environnement linéaire, nous avons tracé le module des impédances perçues de part et d'autre du TME sur la figure 5.25, à partir des mesures et des modèles, pour des fréquences comprises entre 0,2 Hz et 15 Hz. On constate que l'impédance théorique perçue par l'utilisateur est légèrement différente de l'impédance théorique de l'environnement, et donc le schéma quatre canaux proposé ne permet pas d'atteindre la transparence parfaite. Pour les fréquences supérieures à 2 Hz, l'impédance perçue par l'utilisateur suit la courbe théorique. L'estimation de l'environnement donne des résultats très proches du modèle théorique. Cependant, on constate que les mesures s'écartent légèrement du modèle pour des fréquences supérieures 8 Hz. Cela dit, le modèle de l'environnement que nous utilisons n'est valable que pour des petites déformations et ne tient pas compte des flexibilités du support sur lequel est monté le ressort.

Troisième situation : insertion d'aiguille A l'image de ce qui a été fait précédemment mais avec des mesures différentes bien évidemment, nous avons représenté sur les figures 5.26 et 5.27 les différentes phases de l'insertion par des zones grisées et indiquées par des lettres. Les résultats de restitution d'efforts et de suivi en position au cours d'une insertion d'aiguille sont présentés respectivement sur les figures (5.26), et (5.27). L'insertion effectuée est composée des différentes phases :

- A : phase viscoélastique, où l'aiguille déforme le tissu avant de le pénétrer ;
- B : après le passage de la première couche superficielle, l'utilisateur continue l'enfoncement de l'aiguille ;

FIG. 5.21 – Module en dB de la réponse fréquentielle du paramètre h_{11} (mesuré et théorique).FIG. 5.22 – Module en dB de la réponse fréquentielle du paramètre h_{21} (mesuré et théorique).

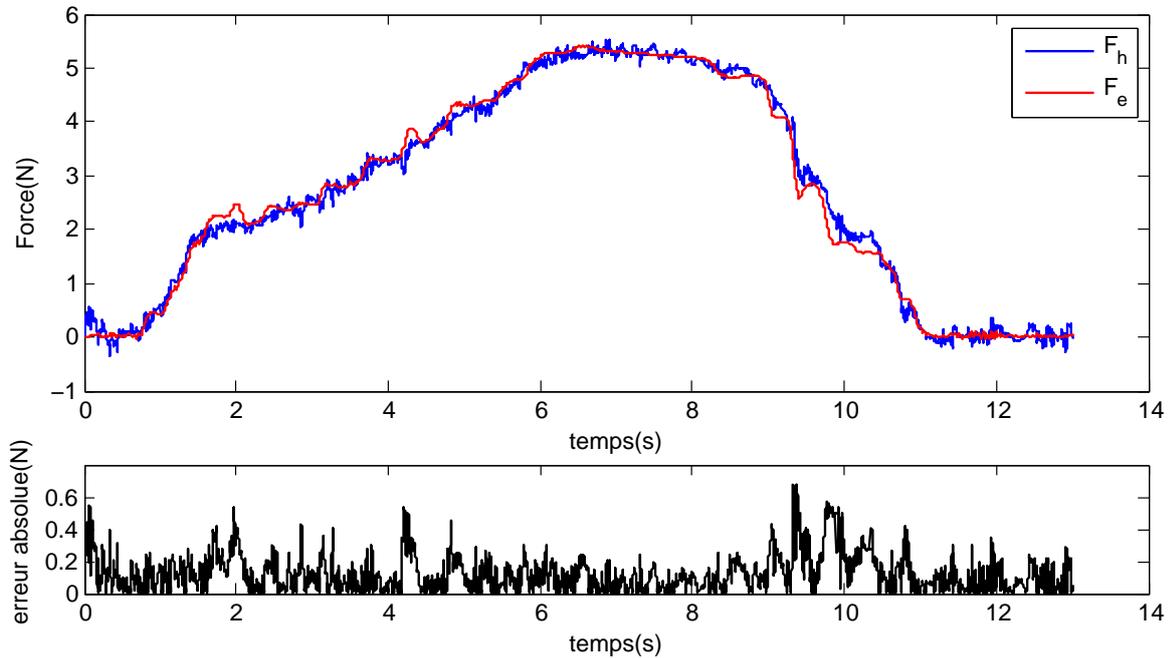


FIG. 5.23 – Force mesurée côté maître (rouge) et force mesurée côté esclave (bleu) au cours de la phase de palpation pour la structure quatre canaux, et l'erreur absolue de suivi en force.

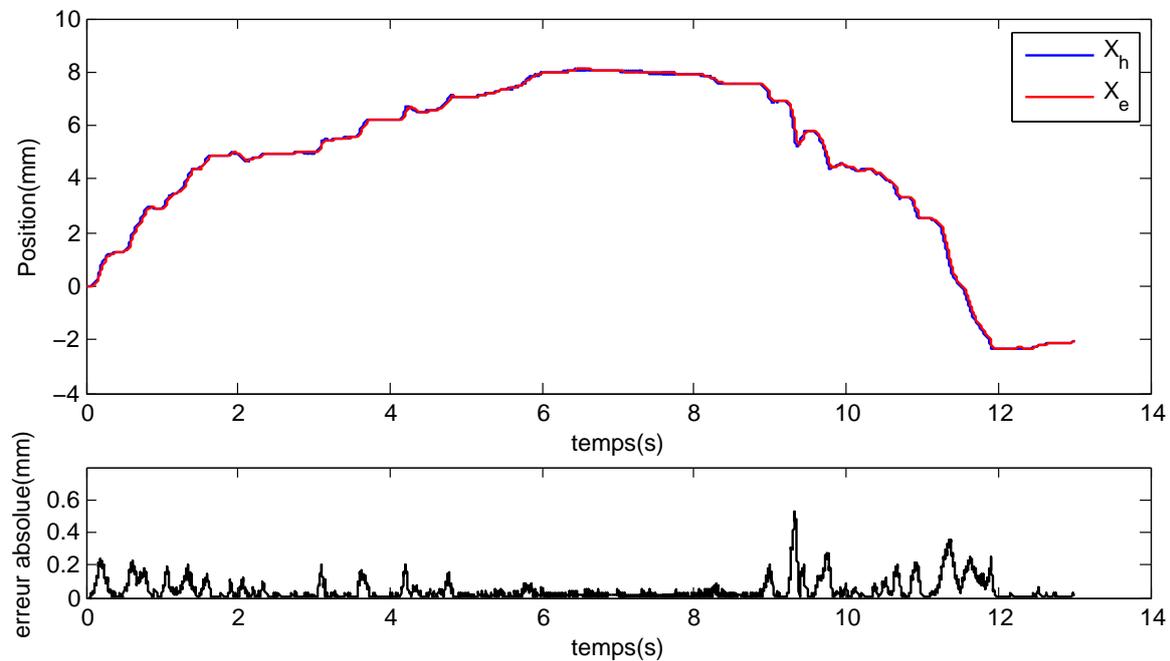


FIG. 5.24 – Position mesurée côté maître (rouge) et position mesurée côté esclave (bleu) au cours de la palpation pour la structure quatre canaux, et l'erreur absolue de suivi en position.

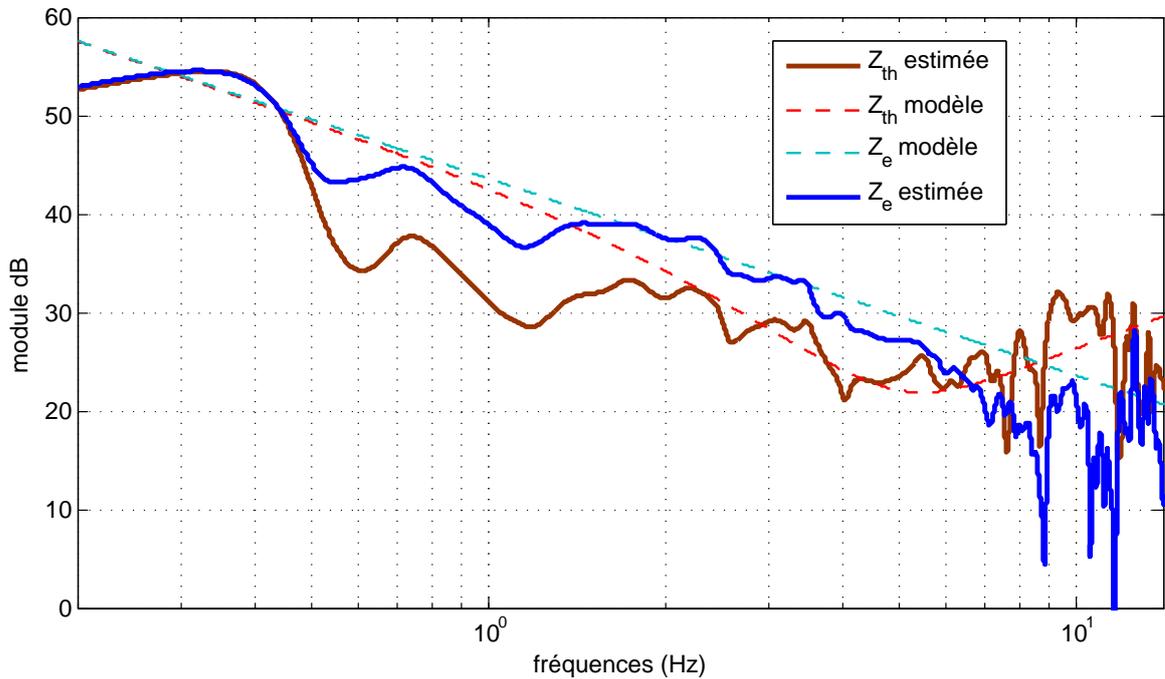


FIG. 5.25 – Module en dB de la réponse fréquentielle des impédances perçues par l'utilisateur Z_{th} et de l'environnement Z_e au cours d'une palpation avec la structure quatre canaux.

- C : une fois que l'aiguille a traversé la peau, l'utilisateur continue son mouvement de pénétration. Après la rupture, on constate que la vitesse de pénétration est relativement constante et l'insertion s'accompagne de frottements visqueux du corps de l'aiguille sur la peau ;
- D : à l'instant $t = 6$ s, l'utilisateur atteint sa cible puis ne bouge plus l'aiguille pendant 1 s ;
- E : l'utilisateur entame alors l'extraction de l'aiguille ;
- F : bien qu'il s'agisse encore de la phase d'extraction, elle est cependant caractérisée par un effort constant de -2 N pour une position qui évolue avec une vitesse relativement constante. On constate que la peau a tendance à suivre le mouvement de l'aiguille, ce qui a pour conséquence de modifier le point de sortie. Une fois que la peau arrive à sa limite d'élasticité, elle se décolle brutalement de l'aiguille ;
- G : l'aiguille est complètement sortie du patient et évolue dans un environnement libre.

Au cours de la phase A, le tissu se déforme de 20 mm pour une force de 7 N. On relève une erreur de suivi en effort inférieure à 0,6 N et une erreur de suivi en position inférieure à 0,4 mm. Elle se termine avec la rupture de la couche superficielle, qui se caractérise par un pic dans l'erreur de position de 1,1 mm. Entre les deux ruptures de couches, c'est-à-dire au cours de la phase B, nous avons relevé une erreur de suivi en effort globalement inférieure à 0,3 N, et l'erreur de suivi en position est quasiment nulle. Puis arrive la passage de la peau, qui se caractérise par une rupture de 2 N dans le profil de l'erreur de suivi en effort et de 2,8 mm dans le profil de l'erreur en position. Sur la figure 5.28 nous avons représenté les vitesses des manipulateurs et on constate que lors du passage de la peau la vitesse augmente brutalement

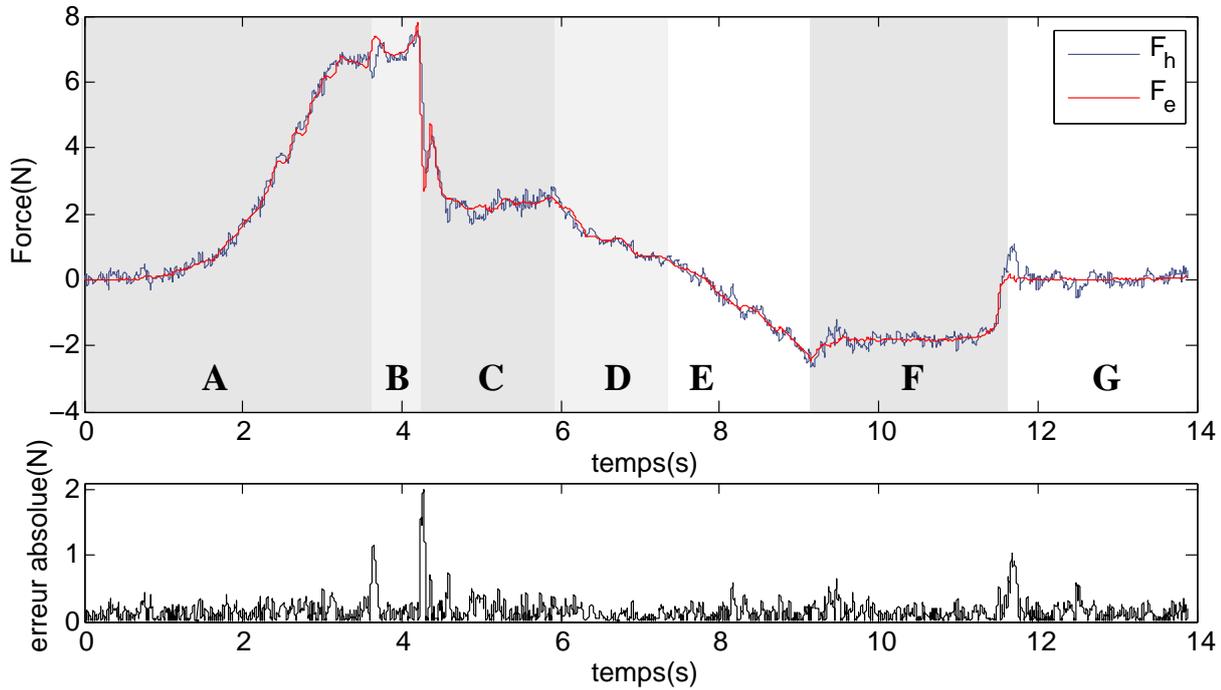


FIG. 5.26 – En haut, force mesurée côté maître et côté esclave au cours d'une insertion, pour la structure quatre canaux. En bas, erreur absolue de suivi en force.

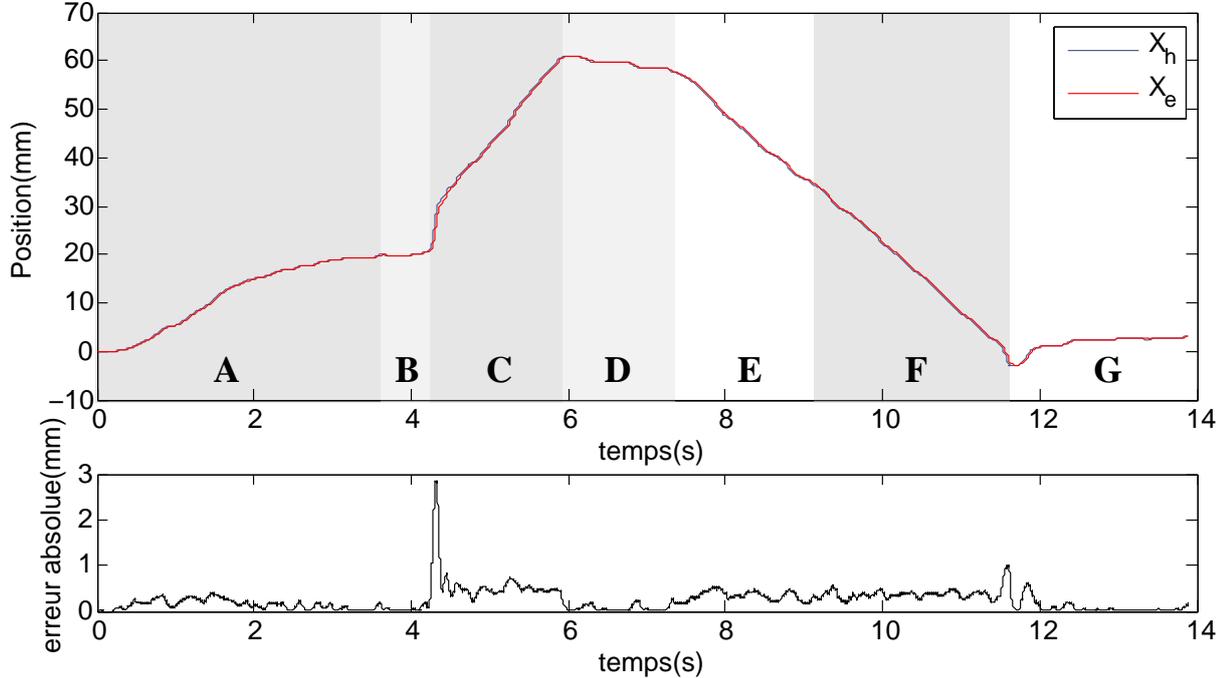


FIG. 5.27 – En haut, l'évolution des positions du maître et de l'esclave au cours d'une insertion d'aiguille, avec la structure quatre canaux. En bas, erreur absolue de suivi en position.

pour atteindre presque $140 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$, d'un coté comme de l'autre. Une fois que l'aiguille a traversé la peau, on constate un effet de relaxation du tissu (phase D). L'erreur de position de l'aiguille

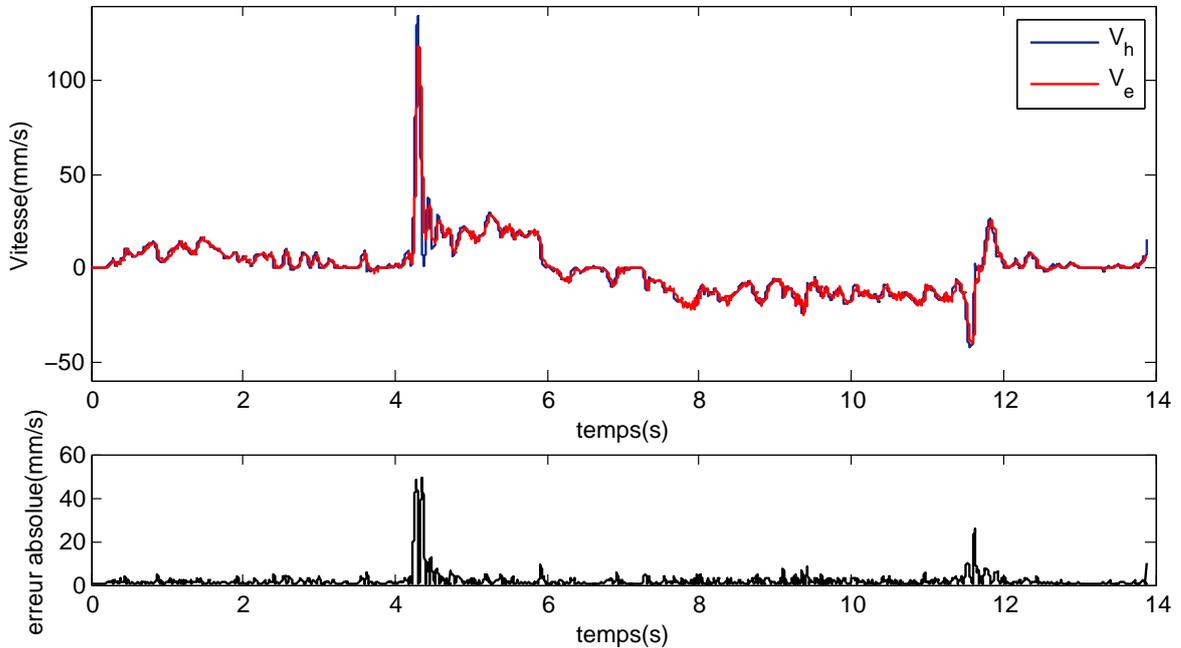


FIG. 5.28 – En haut, évolution de la vitesse du manipulateur maître et du manipulateur esclave au cours d'une insertion d'aiguille, avec la structure quatre canaux. En bas, erreur absolue de suivi en vitesse.

est alors quasiment nulle, tout comme l'erreur en force. Puis l'utilisateur entame l'extraction, qui est caractérisée par une vitesse négative et une erreur de position inférieure à 0,5 mm. Au cours de cette phase, les efforts sont parfaitement restitués et l'erreur de suivi reste inférieure à 0,5 mm.

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'évaluation expérimentale de l'interface CT-Master en condition de téléopération avec retour d'effort ainsi que les performances d'une structure deux canaux force-position et d'une structure quatre canaux pour l'insertion d'aiguille, à l'image des travaux de Aliaga et al. [Aliaga04].

Le tableau 5.2 récapitule les performances en position et en efforts des deux structures étudiées, dans le cas d'un mouvement libre et d'une palpation. En palpation, les performances des deux structures sont quasi similaires, mais en mouvement libre celles-ci sont en faveur de la structure force-position. Au cours des expériences d'insertion d'aiguille, nous avons pu constater que les deux structures offrent des performances très similaires. Étant donné l'utilisation d'un manipulateur esclave commandé en vitesse, la stabilité inconditionnelle en mode couplé

	Mouvement libre		Palpation	
	Force	Position	Force	Position
F-P	E.Q.M = 0,15 N s.t.d = 0,11 N max = 0,60 N	E.Q.M = 0,34 mm s.t.d = 0,2 mm course = 58,0 mm	E.Q.M = 0,15 N s.t.d = 0,147 N max = 6,2 N	E.Q.M = 0,04 mm s.t.d = 0,05 mm course = 10,0 mm
4C	E.Q.M = 0,14 N s.t.d = 0,12 N max = 0,60 N	E.Q.M = 0,57 mm s.t.d = 0,72 mm course = 60,0 mm	E.Q.M = 0,13 N s.t.d = 0,21 N max = 5,4 N	E.Q.M = 0,045 mm s.t.d = 0,06 mm course = 8,0 mm

TAB. 5.2 – Tableau récapitulatif des performances des structures deux canaux force-position et quatre canaux pour les deux premières situations (E.Q.M erreur quadratique moyenne et s.t.d. l'écart-type).

ne peut être garantie pour aucune des deux structures. Ainsi, nous avons choisi pour la suite de ce mémoire d'étudier principalement la structure force-position, car d'une part elle offre des performances tout à fait comparables à celles de la structure quatre canaux et d'autre part elle est beaucoup plus simple à mettre en œuvre.

En ce qui concerne, l'interface CT-Master, nous avons observé que l'utilisation d'un correcteur en effort de type PI permettait de rejeter les perturbations résultant des frottements secs entre l'organe terminal et le rail de guidage. L'inertie relativement faible de l'interface a très peu d'influence sur la perception des efforts.

Chapitre 6

Auto-réglage pour la téléopération avec retour d'efforts

6.1 Introduction

Comme nous avons pu l'évoquer, si l'analyse des propriétés d'un TME est un sujet largement étudié, le problème de la synthèse des commandes bilatérales pour la téléopération avec retour d'efforts reste délicat et ceci pour deux raisons principales. Tout d'abord le manipulateur esclave interagit avec un environnement inconnu a priori. Mais, par dessus tout, l'interaction entre l'utilisateur et le manipulateur maître et le comportement même de cet utilisateur sont extrêmement difficiles à modéliser. Or il est indéniable que celui-ci peut considérablement influencer le TME, notamment en ce qui concerne la stabilité [Hashtrudi-Zaad00]. Par son comportement, il peut très bien avoir un effet volontairement stabilisant, notamment si l'utilisateur a une certaine expertise des TME. Dans la littérature, l'utilisateur est bien souvent considéré comme un système passif, hypothèse qui facilite la synthèse, puisqu'il suffit alors de déterminer les correcteurs qui permettent de rendre le TME passif [Anderson89]. Il existe aussi des techniques utilisant un modèle nominal de l'utilisateur [Çavuşoğlu 02]. Comme le souligne [Ryu02], à l'image des synthèses par approche passive, les correcteurs ainsi élaborés sont généralement conservatifs permettant de garantir la stabilité au détriment des performances. En effet, l'utilisation d'un modèle nominal suggère que tous les utilisateurs ont un comportement identique ou que les variations entre individus restent limitées et sont assimilables à des perturbations. Ceci est tout à fait discutable. À notre connaissance, les techniques à base de commande adaptative permettent de tenir compte d'un utilisateur spécifique, d'après une modèle simple de son bras, dont les paramètres sont mis à jour en ligne. Ce type d'approche est généralement difficile à mettre en oeuvre, surtout lorsque le modèle possède un nombre important de paramètres, ce qui peut poser des problèmes de stabilité de la commande.

L'idée que nous proposons dans ce chapitre est de développer une structure bilatérale force-position où le correcteur en effort côté maître est élaboré à partir d'un correcteur simple avec des gains fixes, facile à mettre en oeuvre et qui permet de tenir compte du comportement de l'utilisateur sans nécessairement avoir un modèle a priori de ce dernier. Dans la première partie de ce chapitre nous présentons la structure bilatérale force-position retenue, ainsi que la méthode de synthèse du correcteur en effort côté maître. Puis les résultats expérimentaux d'insertion d'aiguille sont présentés, dans un premier temps avec un utilisateur de référence, afin de valider le principe de la méthode et enfin, sur un panel d'individus, pour montrer l'intérêt de l'approche.

Sur la base de la structure force-position présentée la figure 6.1 et en considérant que le

système utilisateur/manipulateur maître est un système complexe et difficile à modéliser, nous avons cherché une méthode permettant d'élaborer un correcteur en effort côté maître sans modèle a priori. Pour cela, nous nous sommes intéressés aux correcteurs utilisés sur les installations industrielles, domaine dans lequel les approches de synthèse basées sur des modèles sont assez mal adaptées. Étant donné la complexité de ces systèmes, leur modélisation est quasiment impossible, sans parler de l'identification du modèle qui est une procédure longue à mettre en œuvre et coûteuse. Pour pallier à ce problème, plusieurs techniques expérimentales ont été proposées. Parmi les plus connues, la méthode de Ziegler-Nichols [Ziegler42] permet de calculer les gains d'un correcteur PID à partir de lois empiriques, en se basant sur des essais indiciaires ou sur la caractérisation des régimes critiques. L'intérêt de cette approche est sa simplicité de mise en œuvre. En revanche, une procédure d'identification entièrement automatique n'est généralement pas conseillée. Par ailleurs le test du régime critique, qui amène le système en limite de stabilité soumet le matériel à de fortes sollicitations, ce qui peut l'endommager.

Pour répondre à ces limitations, Åström et Hägglund ont proposé une méthode bien plus performante d'auto-réglage, basée sur l'introduction d'un relais dans la boucle d'asservissement [Åström84]. Le principe de cette technique repose sur le fait que la plupart des systèmes asservis entrent dans un cycle limite si un élément non linéaire est placé dans la chaîne directe. Les avantages de la méthode résident dans l'utilisation d'un relais permettant de contrôler l'amplitude des oscillations et d'automatiser la procédure d'identification. Historiquement, cette approche est à la base des procédures de réglage automatique des correcteurs PID, qui se sont généralisées depuis lors [Hang02, Johnson05]. Les approches de synthèse sans modèle qui découlent directement de cette méthode ont, en effet, rapidement suscité l'intérêt des industriels. Les méthodes se sont raffinées et permettent désormais d'automatiser entièrement la procédure, d'accroître la robustesse et d'optimiser les gains.

Cependant, la majorité des méthodes de synthèse sans modèle ne sont pas adaptées à des systèmes de télémanipulation faisant intervenir un opérateur humain. Elles nécessitent, soit une procédure itérative, à l'image de la méthode Iterative Feedback Tuning [Hjalmarsson98], soit plusieurs séquences de cycles limites, afin de vérifier les caractéristiques de la réponse fréquentielle [Garcia06]. Il est évident que dans le cadre de la téléopération, la procédure d'identification doit être rapide et la plus confortable possible pour l'utilisateur. La méthode du relais permet l'identification du point critique de la réponse fréquentielle et l'obtention des gains d'un correcteur, en une seule séquence d'oscillations, ce qui convient parfaitement pour notre application. C'est à partir de cette méthode que nous allons synthétiser le correcteur $C_6(s)$ de la structure force-position présentée à la figure 6.1. Une description détaillée de la méthode du relais est proposée dans la suite de ce paragraphe. Puis l'analyse de l'existence des cycles limites pour l'interaction entre l'opérateur et l'interface haptique est étudiée. Ensuite, une méthode pour calculer les gains du correcteur PID à partir de la marge de phase désirée est proposée [Leva93]. Enfin, les résultats expérimentaux en conditions d'insertion d'aiguille sont présentés. Dans ce qui suit, nous considérons que le manipulateur esclave est commandé en vitesse et en interaction avec un environnement compliant dont la perturbation est entièrement rejetée par la boucle de vitesse. La commande en position est élaborée de manière équivalente à celle présentée au paragraphe 5.3.

6.2 Méthode du relais

Le réglage d'un correcteur nécessite une certaine connaissance du système à commander. Celle-ci peut résulter d'un modèle établi à partir des lois de la physique ou de l'identification de

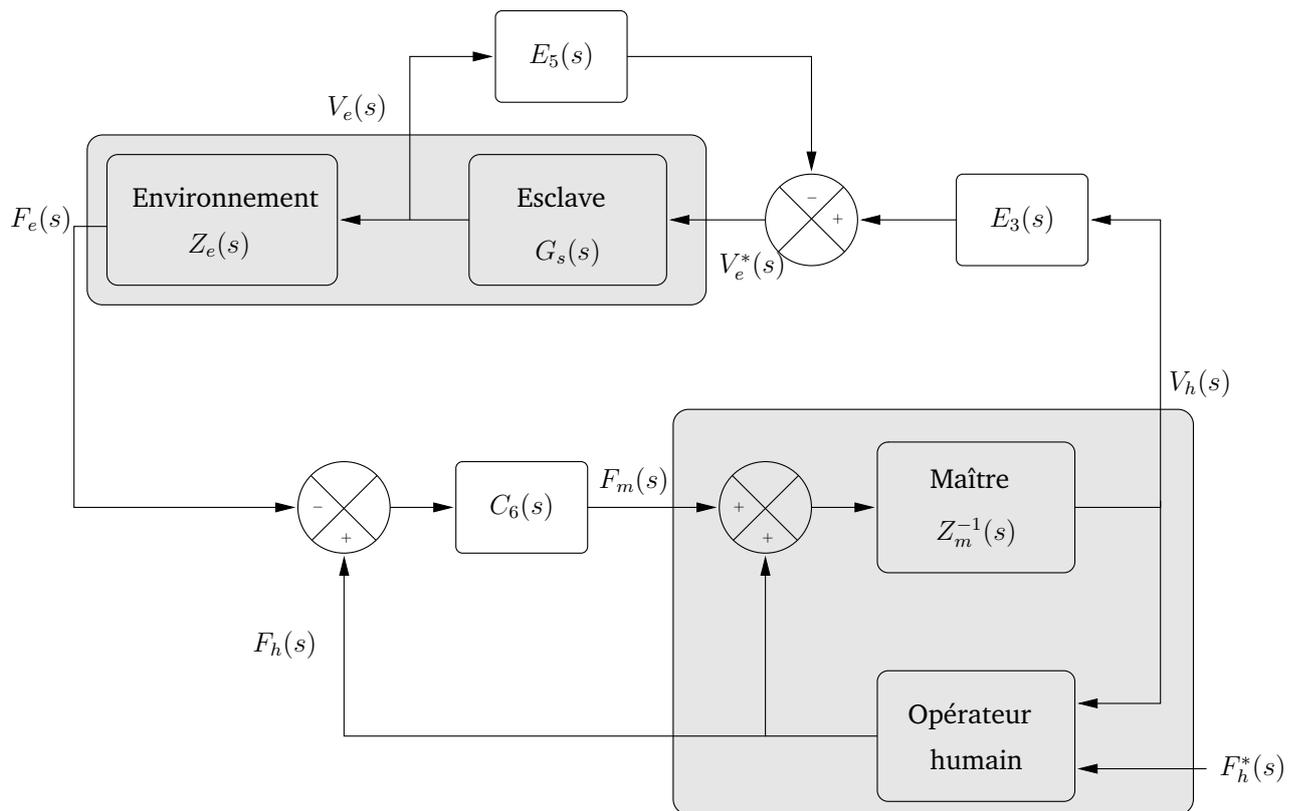


FIG. 6.1 – Schéma bloc de la structure force-position pour la synthèse automatique du correcteur maître en effort $C_6(s)$.

ce modèle d'après la mesure des caractéristiques temporelles ou fréquentielles de la réponse du système. Pour la synthèse d'un correcteur PID, les caractéristiques décrivant localement le comportement du système sont bien souvent suffisantes. La méthode la plus courante pour obtenir ces caractéristiques est la méthode du relais, qui peut être considérée comme une extension non linéaire de la méthode de Ziegler-Nichols [Atherton00]. Cette méthode repose sur l'analyse du cycle limite obtenu lorsqu'un élément non linéaire de type relais est introduit dans la boucle d'asservissement à la place du correcteur, comme cela est représenté à la figure 6.2. Une fois que le cycle limite est entièrement caractérisé, un point particulier de la réponse fréquentielle du système est identifié. Le principe de la méthode peut se résumer en quatre étapes :

- étape 1 : le système en boucle fermée est amené au point de fonctionnement désiré. Pour cela le correcteur PID utilisé est réglé de manière à garantir grossièrement la stabilité ;
- étape 2 : le correcteur est remplacé par un relais, ce qui occasionne l'apparition d'un cycle limite ;
- étape 3 : lorsque le régime stationnaire du cycle limite est atteint, les caractéristiques du signal de sortie $f_h(t)$ sont relevées. Ce signal a alors un comportement périodique caractérisé par sa période T_u , encore appelée période critique, et son amplitude A ;
- étape 4 : après avoir recalculé les gains du correcteur PID correspondant au cahier des charges, le relais est remplacé par ce correcteur.

L'utilisation d'un relais tout ou rien manque de robustesse vis-à-vis du bruit de mesure, car cela provoque des commutations incessantes. En utilisant un relais avec hystérésis, caractérisé

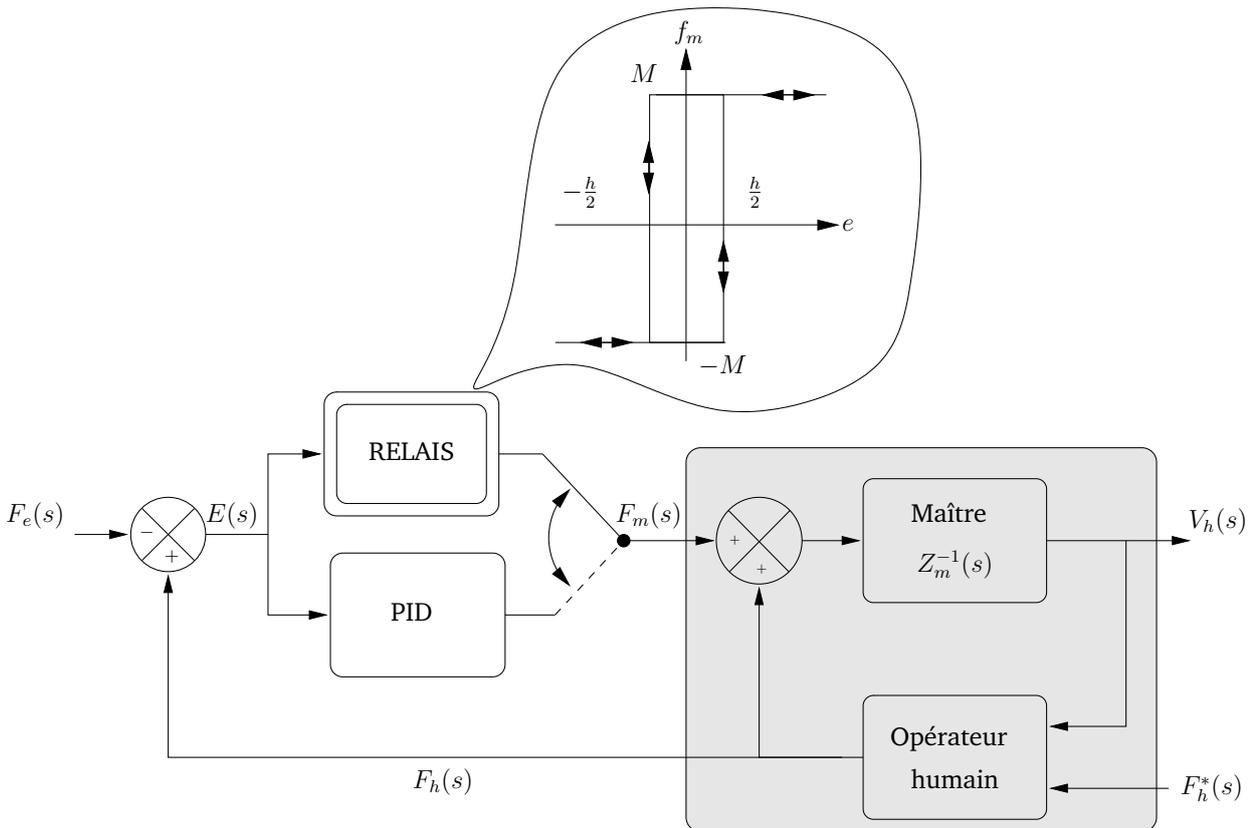


FIG. 6.2 – Principe de l'auto-réglage par la méthode du relais du correcteur en effort côté maître.

par une amplitude M et une largeur d'hystérésis h (voir figure 6.2), la commutation est moins perturbée par le bruit de mesure. Dans ce qui suit, nous noterons $P(s)$ la fonction de transfert équivalente au système utilisateur/manipulateur maître de la figure 6.2.

6.2.1 Méthode du premier harmonique

Une fois l'élément non linéaire introduit dans la boucle d'asservissement, l'analyse du système en boucle fermée devient complexe [Garcia06]. La méthode du premier harmonique consiste en une approximation de cet élément, ce qui offre une solution intéressante pour l'étude et l'analyse du schéma de commande par des outils classiques de l'automatique dans le domaine fréquentiel. L'analyse par la méthode du premier harmonique peut être appliquée à tout système pouvant être décrit comme étant l'association d'un bloc faiblement non linéaire et d'un procédé ayant un comportement de type passe-bas. Appliqué au schéma 6.2, dans le cas où le relais est actif, ceci donne le modèle décrit à la figure 6.3. Φ est la fonction non linéaire et $P(s)$ le procédé considéré, dans notre cas l'ensemble utilisateur/manipulateur maître. Pour permettre l'analyse du cycle limite, il est nécessaire que la non linéarité respecte les hypothèses suivantes :

- Φ est définie de manière unique et invariante dans le temps ;
- Φ est une fonction impaire ;
- $f_m(t)$ sortie de la non linéarité, doit être périodique, de même période T que l'entrée $e(t)$.

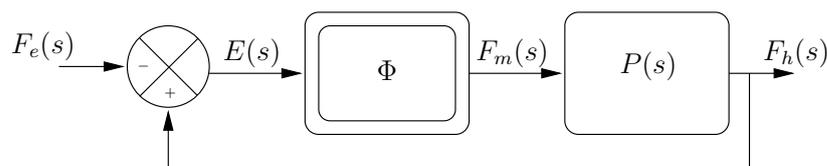


FIG. 6.3 – Élément non linéaire séparable : Φ non linéarité et $P(s)$ fonction de transfert linéaire.

L'analyse se base alors sur la décomposition en série de Fourier de $f_m(t)$:

$$f_m(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t) \quad (6.1)$$

avec $\omega = \frac{2\pi}{T}$ et a_0, a_n et $b_n \in \mathbb{R}$ les coefficients de Fourier. Sachant que le système $P(s)$ a un comportement passe-bas, les harmoniques hautes fréquences de la non linéarité Φ sont filtrés. Sous cette hypothèse, l'approximation de la méthode consiste alors à ne considérer que l'harmonique fondamental de $f_m(t)$. Comme nous ne considérons que les non linéarités décrites par une fonction impaire, alors $a_0 = 0$. Après filtrage des harmoniques d'ordre supérieur à 1, l'équation (6.1) se réécrit :

$$f_m(t) \simeq a_1 \cos(\omega t) + b_1 \sin(\omega t) = K_0 \sin(\omega t + \phi) \quad (6.2)$$

avec $K_0 = \sqrt{a_1^2 + b_1^2}$ et $\phi = \arctan\left(\frac{a_1}{b_1}\right)$.

Ainsi, l'élément non linéaire peut être approximé par son gain équivalent $N(A, \omega)$, encore appelé fonction descriptive, qui décrit la relation entre l'entrée sinusoïdale et l'harmonique fondamental de la sortie :

$$N(A, \omega) = \frac{F_m(j\omega)}{E(j\omega)} = \frac{K_0}{A} e^{j\phi} \quad (6.3)$$

En remplaçant l'élément non linéaire par son gain équivalent, l'analyse du comportement de la boucle fermée décrite par la figure 6.2 peut alors se faire à l'aide des outils de l'automatique classique.

Pour l'auto-réglage par la méthode du relais, il est nécessaire de calculer la fonction descriptive du relais avec hystérésis, présenté à la figure 6.3. D'après la décomposition en série de Fourier, du signal de sortie résultant d'une entrée sinusoïdale, de fréquence f et d'amplitude A , on montre que la fonction descriptive devient :

$$N(A) = \frac{4M}{\pi A} \left(\sqrt{1 - \left(\frac{h}{2A}\right)^2} - j \frac{h}{2A} \right) \quad (6.4)$$

en rappelant que h est la largeur de l'hystérésis et M l'amplitude du signal de sortie.

6.2.2 Existence des cycles limites

L'existence des cycles limites est un élément primordial dans la méthode du relais. Pour savoir si le système à commander est susceptible d'entrer en cycle limite si un élément de type

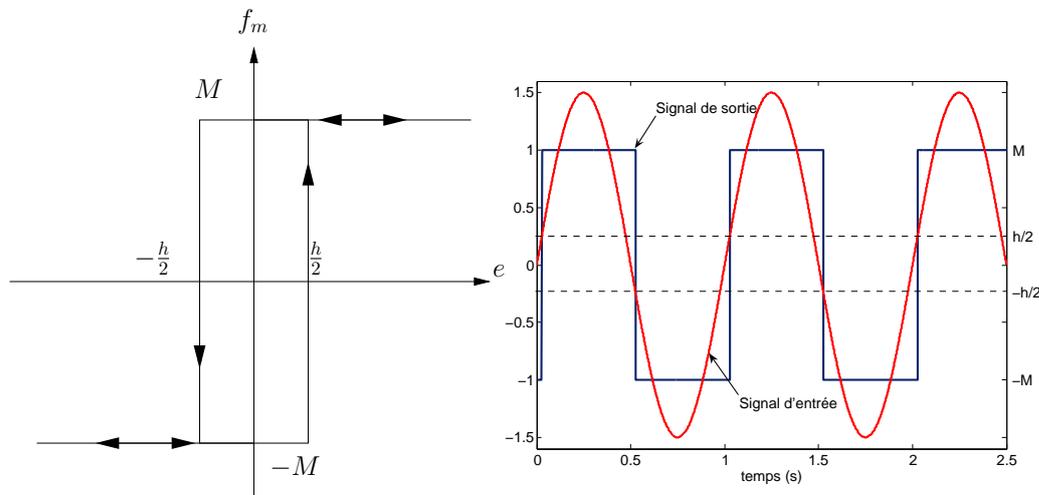


FIG. 6.4 – Au gauche, caractéristique du relais avec hystérésis. A droite, réponse temporelle du relais en réponse à une entrée sinusoïdale (cas idéal).

relais est introduit dans la chaîne directe, il convient de remplacer le relais par son gain équivalent $N(A, \omega)$, puis d'étudier le comportement de la boucle fermée. L'équation caractéristique du système oscillant sous l'action du relais s'écrit alors :

$$1 + P(j\omega_u)N(A) = 0 \quad (6.5)$$

où $\omega_u = \frac{2\pi}{T_u}$. Le point d'oscillation sur le diagramme de Nyquist du procédé est donc défini par

$$P(j\omega_u) = -\frac{1}{N(A)} \quad (6.6)$$

Si l'équation (6.5) n'a pas de solution, alors il n'existe pas de cycle limite. La résolution analytique de l'équation (6.5) peut être illustrée dans le plan complexe par le tracé du graphe des deux termes de l'équation, l'intersection entre les deux courbes correspondant à l'existence d'une oscillation limite et déterminant le point de la caractéristique du procédé associé. Ainsi, le point A sur la figure 6.5 caractérise le cycle limite pour le procédé de réponse harmonique $P(j\omega)$ représenté.

Il est nécessaire maintenant d'évaluer la possibilité d'obtenir un cycle limite avec le système interface maître/opérateur lorsqu'un relais est introduit dans la boucle d'asservissement. Théoriquement, si l'utilisateur est passif [Hogan89], la méthode du relais ne devrait pas permettre d'atteindre un cycle limite. En effet, le manipulateur maître étant intrinsèquement un système passif, la connection avec l'utilisateur résulte un système passif, et donc le système maître/utilisateur de transfert $P(s)$ se traduit par la réelle positivité de la fonction de transfert, ce qui peut s'écrire $\text{Re}(P(s)) \geq 0, \forall \text{Re}(s) \geq 0$. Sous cette condition, l'équation (6.5) n'a pas de solution. Cependant, expérimentalement, on constate qu'un cycle limite est bien atteint : l'hypothèse de passivité de l'opérateur n'est donc pas vérifiée au cours de l'auto-réglage. Cette hypothèse ne tient pas compte des réflexes et des divers phénomènes physiologiques qui interviennent dans le comportement dynamique du bras lorsqu'il est stimulé [deVulgt04]. Comme nous le verrons dans la suite, la procédure d'auto-réglage nécessite que l'utilisateur maintienne l'interface maître en position autour d'un point de fonctionnement en effort constant, ce qui

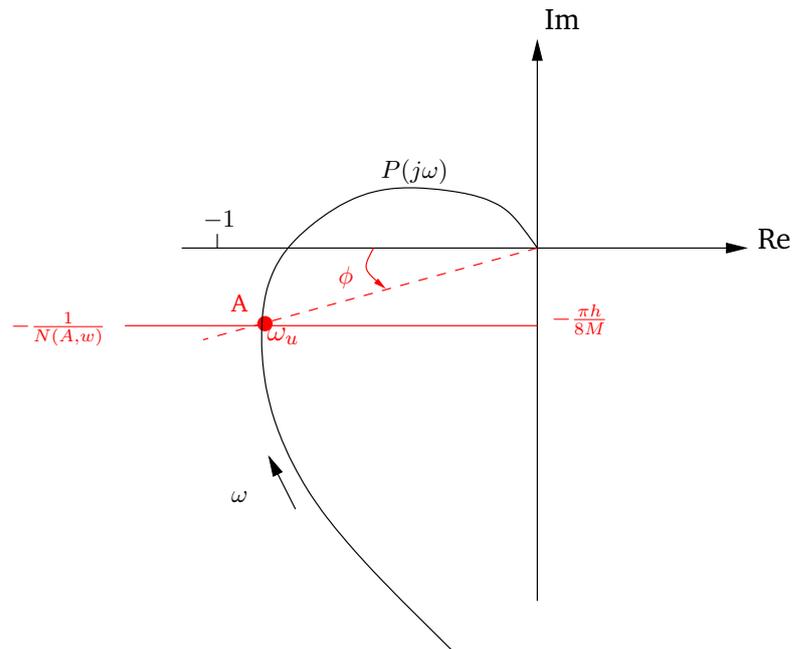


FIG. 6.5 – Illustration de l'existence d'un cycle limite avec un relais avec hystérésis dans le diagramme de Nyquist.

l'oblige à contre-réagir à cet effort, d'où l'apparition du cycle limite. Ceci prouve que la condition de passivité n'est plus respectée au cours de l'auto-réglage, sans toutefois impliquer que le système ne devienne instable.

6.3 Synthèse du correcteur PID

Les méthodes de réglage automatique ont été développées dans le but d'ajuster les gains de correcteur PID [Hang02]. Parmi les méthodes existantes, la synthèse par spécification de marge de phase est certainement l'une des plus répandues.

6.3.1 Structure du correcteur

La structure de commande étudiée est décrite figure 6.6. Il s'agit de la commande pour l'asservissement en effort côté maître. $F_e(s)$ est la force de consigne, provenant de la mesure de

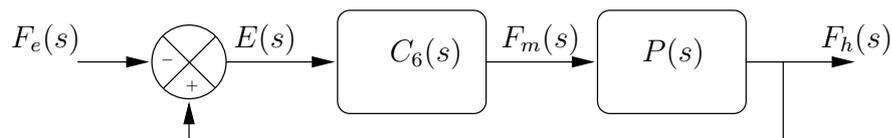


FIG. 6.6 – Schéma bloc de l'asservissement en effort côté maître par un PID auto-réglé.

l'interaction entre l'esclave et l'environnement, et $F_h(s)$ la force mesurée côté maître. Avec les

notations de la figure 6.1, et le modèle d'utilisateur donné par l'équation (4.2), nous avons :

$$F_h(s) = \frac{1}{1 + Z_m(s)^{-1}Z_h(s)} F_h^*(s) - \frac{Z_m(s)^{-1}Z_h(s)}{1 + Z_m(s)^{-1}Z_h(s)} F_m(s) \quad (6.7)$$

$C_6(s)$ est un correcteur de type PID dont l'expression générale, proposée dans [Besançon-Voda94], s'écrit :

$$F_m(s) = K_p \left(-\beta_1 F_e(s) + F_h(s) + \frac{1}{T_i s} (-F_e(s) + F_h(s)) + \frac{sT_d}{1 + s\frac{T_d}{N}} (-\beta_2 F_e(s) + F_h(s)) \right) \quad (6.8)$$

où K_p , T_i et T_d sont les gains proportionnel, intégral et dérivé du correcteur et $\beta_1, \beta_2 \in [0, 1]$ sont des pondérations de la consigne pour les actions proportionnelle et dérivée. Comme l'indiquent Hang et Åström [Hang02], ces pondérations sont utilisées pour atténuer le dépassement de la réponse lors de changements de consigne abrupts. De plus, elles offrent une certaine flexibilité dans la structure du PID [Besançon-Voda94].

6.3.2 Synthèse du correcteur avec spécification de la marge de phase

La synthèse du correcteur PID est réalisée à partir des informations sur le régime critique établi à l'aide du relais avec hystérésis. Ce régime critique est matérialisé par le point A de la figure 6.7, et caractérisé par la période critique T_u et le gain critique K_u , égal au gain équivalent du relais soit :

$$K_u = |N(A)| \quad (6.9)$$

où $\omega_u = 2\pi\frac{1}{T_u}$. La période critique est donc directement mesurée sur le signal de sortie et le gain critique est obtenu à partir de l'amplitude du signal de sortie :

$$K_u = \frac{4M}{\pi A} \quad (6.10)$$

Pour obtenir un asservissement ayant de bonnes performances et une certaine stabilité vis-à-vis des incertitudes, nous avons choisi d'imposer la marge de phase M_ϕ de la boucle d'effort côté maître [Leva93, Barbé06a]. D'un point de vue fréquentiel, l'introduction du correcteur PID permet d'amener le système du point A au point B, comme illustré sur la figure 6.7. La marge de phase est caractérisée par les expressions suivantes :

$$M_\phi = \arg(C(j\omega_u)P(j\omega_u)) + \pi \quad (6.11)$$

$$|C(j\omega_u)P(j\omega_u)| = 1 \quad (6.12)$$

En supposant que la largeur de l'hystérésis h est suffisamment petite, nous pouvons écrire, d'après (6.12) que :

$$\arg(P(j\omega_u)) \simeq -\pi \quad (6.13)$$

et d'après (6.6), (6.9) et (6.12) que :

$$|C(j\omega_u)| = K_u \quad (6.14)$$

En considérant tout d'abord un correcteur PID idéal de réponse harmonique :

$$C(j\omega) = K_p \left(1 + \frac{1}{jT_i\omega} + jT_d\omega \right) \quad (6.15)$$

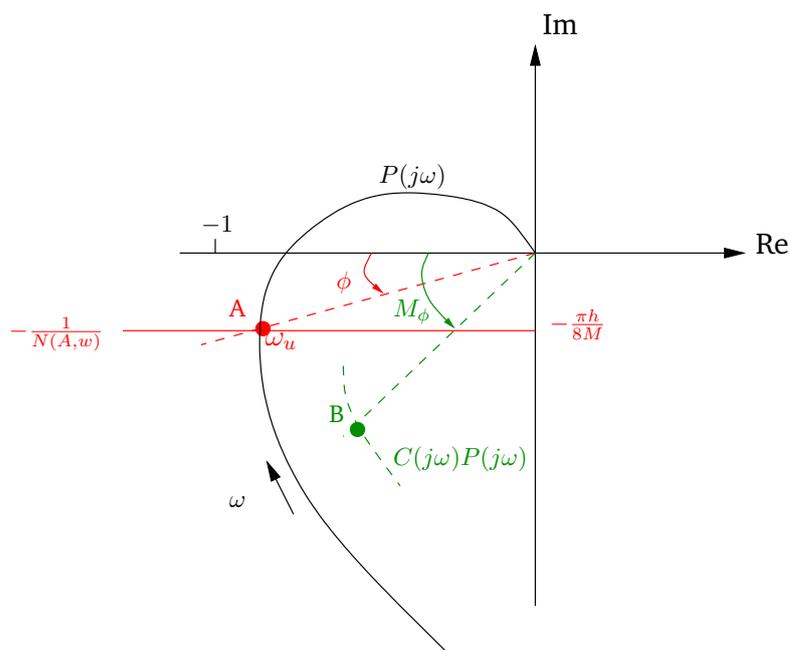


FIG. 6.7 – Diagramme de Nyquist avec les points caractéristiques utilisés pour la synthèse automatique par la méthode du relais.

nous obtenons alors, d'après (6.12) et (6.13) :

$$T_d \omega_u - \frac{1}{T_i \omega_u} = \tan M_\phi \quad (6.16)$$

et, d'après (6.14) et (6.15)

$$K_p \sqrt{1 + \left(T_d \omega_u - \frac{1}{T_i \omega_u} \right)^2} = K_u \quad (6.17)$$

La résolution du système (6.16) et (6.17) donne les gains du correcteur PID idéal. En posant $T_i = \alpha T_d$, avec $\alpha \in \mathbb{R}^+$, on obtient :

$$K_p = K_u \cos M_\phi \quad (6.18)$$

$$T_d = \frac{T_u}{4\pi} \left(\tan M_\phi + \sqrt{\frac{4}{\alpha} + \tan^2 M_\phi} \right) \quad (6.19)$$

$$T_i = \alpha T_d \quad (6.20)$$

En pratique, il est alors assez courant d'utiliser $\alpha = 4$.

6.4 Résultats expérimentaux

L'application de cette méthode en simulation sur des modèles communs donne bien évidemment les résultats espérés de manière idéale. Il nous a donc paru plus pertinent d'effectuer une validation purement expérimentale du processus d'auto-régulation. L'objectif de ces expériences est double :

- valider le concept d'auto-réglage sur un dispositif de téléopération à un degré de liberté ;
- obtenir des meilleures performances en terme de restitution d'effort.

6.4.1 Dispositif expérimental

Afin d'évaluer la procédure d'auto-réglage proposée, nous avons mis en place le dispositif expérimental à un degré de liberté présenté à la figure 6.8. Ce système est composé d'un manipulateur esclave, qui n'est autre que le robot cartésien XY présenté au paragraphe 5.1, et d'un manipulateur maître, qui est une interface haptique PHANToM 1.5/ 6DOF, contraint cinématiquement selon un axe en translation et dont l'organe terminal est équipé d'un capteur d'effort ATI Nano17. Cette interface a été utilisée ici car le développement du CT-Master était alors en cours. Les résultats expérimentaux ont été menés avec une structure force-position dont le



FIG. 6.8 – Dispositif expérimental pour l'évaluation de l'auto-réglage. Robot cartésien XY à gauche et PHANToM contraint mécaniquement à droite.

schéma bloc est présenté à la figure 6.1. L'asservissement de position côté esclave est identique à celui présenté au paragraphe 5.3 et l'asservissement en effort côté maître est réalisé par le correcteur PID dont les paramètres sont déterminés automatiquement lors de la phase d'auto-réglage. Pour implémenter le correcteur PID obtenu par auto-réglage, il est nécessaire d'utiliser les gains obtenus avec la forme idéale du PID, pour en déduire le PID réel dont la fonction de transfert est donnée par l'équation (6.8). On choisit $\beta_2 = 0$ et β_1 de manière empirique, afin d'éviter une impulsion dans le signal de commande lorsque la consigne en effort est fortement discontinue ceci arrive par exemple lorsque l'aiguille entre en contact avec la peau, sans pour autant pénaliser la restitution des transitions entre les différentes couches de tissus. Par ailleurs, le terme dérivé est appliqué directement au signal de sortie, de manière à limiter l'amplification des bruits haute fréquence [Johnson05], et à filtrer, comme indiqué par l'expression (6.8), par un effet passe-bas de constante de temps $\frac{T_d}{N}$, avec N compris entre 8 et 20. Enfin le correcteur est discrétisé.

6.4.2 Protocole expérimental

Dans le but de valider la méthode de réglage automatique du correcteur pour l'asservissement d'effort côté maître, nous avons réalisé une première série d'expériences avec un utilisateur référence, puis une série avec un panel de six utilisateurs différents. Dans les deux cas, nous

avons procédé en deux étapes :

- première étape : procédure d'auto-réglage. Au cours de cette procédure, l'utilisateur maintient l'organe terminal de l'interface maître, le correcteur $C_6(s)$, qui est dans ce cas un simple correcteur proportionnel, permet d'amener le système interface maître/utilisateur dans un mode de fonctionnement contraint. Le manipulateur esclave est déconnecté du manipulateur maître pour éviter tout dommage sur l'environnement. Puis le correcteur $C_6(s)$ est remplacé par un relais afin d'établir le régime critique. Une fois les données du régime critique obtenues, les gains du correcteur PID sont calculés.
- deuxième étape : insertion d'aiguille. Une fois le correcteur $C_6(s)$ établi, l'utilisateur pratique une insertion d'aiguille sur un mannequin identique à celui présenté au chapitre précédent. L'organe terminal du manipulateur esclave est équipé d'une aiguille de biopsie de 18 Gauges et les deux manipulateurs sont reconnectés pour permettre à l'utilisateur de réaliser l'insertion d'aiguille.

6.4.3 Résultats avec un utilisateur de référence

Première étape : procédure d'auto-réglage La première étape des expériences est l'identification, par la méthode du relais, de la pulsation critique et du gain critique. La figure 6.9 présente le résultat typique obtenu lors de cette étape d'identification. Les caractéristiques du relais utilisé lors de cette expérience sont $M = 1$ N et $\frac{h}{2} = 0,5$ N. Une fois que le régime critique

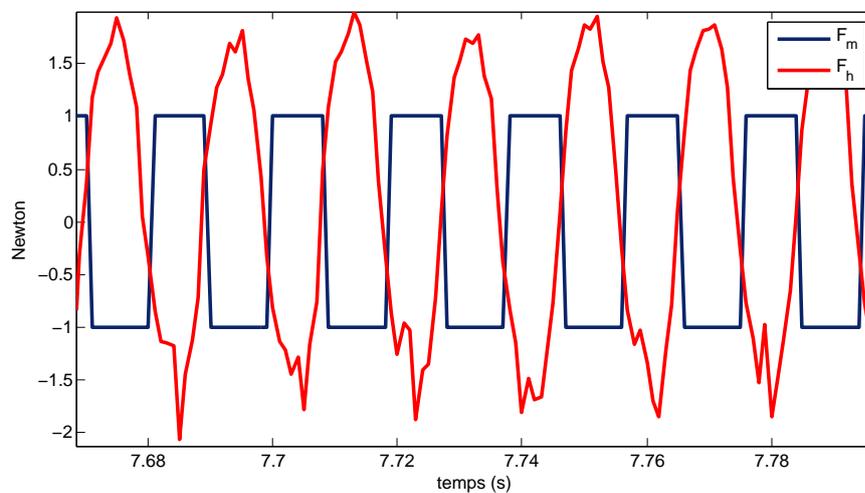


FIG. 6.9 – Expérience du relais pour déterminer les caractéristiques, en régime critique, de l'utilisateur de référence.

est atteint, le signal de sortie a une amplitude maximale $A = 2,1$ N, ce qui donne, d'après de l'équation (6.9), un gain critique $K_u = 0,59$. La fréquence critique est mesurée directement sur le signal de commande par une transformée de Fourier, ce qui est illustré par la figure 6.10, la fréquence critique étant alors $f_u = 51$ Hz. Pour une marge de phase désirée de $M_\phi = 60^\circ$, les gains du correcteur PID valent $K_p = 0,295$, $T_i = 23,3$ ms et $T_d = 5,8$ ms.

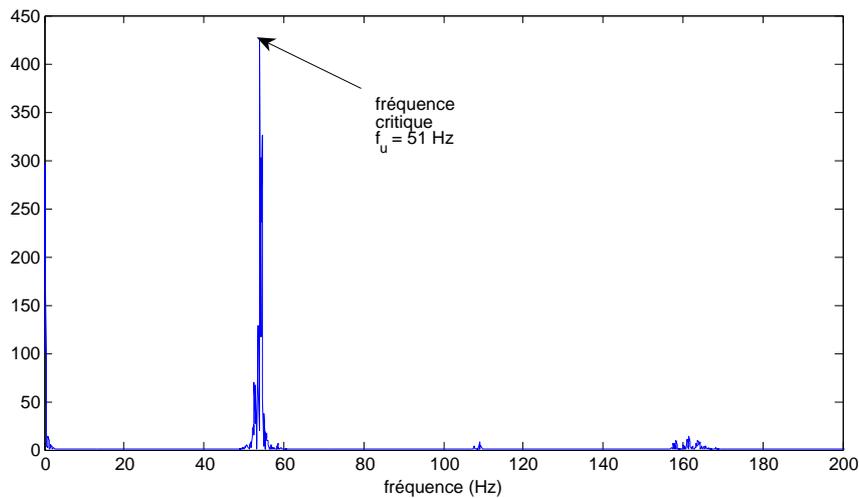


FIG. 6.10 – Transformée de Fourier du signal de sortie du relais.

Deuxième étape : insertion d'aiguille Pour cette deuxième étape, le bloc relais est remplacé par le correcteur PID synthétisé et l'utilisateur réalise une insertion d'aiguille sur le mannequin. L'évolution typique de l'effort lors d'une insertion d'aiguille pratiquée par l'utilisateur de référence est présentée à la figure 6.11. L'insertion d'aiguille est ici encore caractérisée par les différentes phases énumérées au chapitre 1 :

- A : mouvement libre jusqu'au contact avec le mannequin ;
- B : enfoncement de l'aiguille et déformation viscoélastique de la peau jusqu'à la rupture de la couche superficielle ;
- C : l'utilisateur continue d'enfoncer l'aiguille jusqu'à atteindre la cible. La seconde couche de peau est percée à l'instant $t = 3,35$ s. Puis, l'utilisateur arrête son mouvement à l'instant $t = 4,45$ s, ce qui produit un phénomène de relaxation du tissu, qui s'accompagne d'un effet de stick and slip du tissu sur l'aiguille ;
- D : l'extraction de l'aiguille débute à l'instant $t = 6,6$ s. Les frottements des tissus sur l'aiguille et leurs élasticités entraînent un changement de signe des efforts ;
- E : l'extraction se termine et les efforts redeviennent nuls.

Au cours de l'insertion puis de l'extraction de l'aiguille, l'utilisateur perçoit des efforts compris entre $-1,6$ N et $3,1$ N. La figure 6.11 présente également l'erreur absolue de suivi en effort, qui est caractérisée par une valeur moyenne de $0,10$ N avec un écart type de $0,11$ N. Lors des phases linéaires de l'insertion, l'erreur de suivi est quasiment nulle. Par contre, celle-ci est beaucoup plus importante lors des phases non linéaires, la sensation de rupture étant toutefois légèrement atténuée par le terme dérivé. La figure 6.12 présente les positions mesurées côté maître et côté esclave. Le suivi en position est caractérisé par une erreur absolue relativement faible, de valeur moyenne égale à $0,26$ mm et d'écart type de $0,25$ mm, pour un déplacement de 33 mm. On remarque que l'erreur peut atteindre 1 mm lors des phases transitoires, typiquement en B et E. Par contre, en régime stationnaire, lors de la phase de relaxation, l'erreur reste inférieure à $0,1$ mm. Si l'on considère la transparence par rapport à l'erreur de suivi en position et en effort entre les manipulateurs maître et esclave, on constate que la méthode proposée donne de bons résultats, en particulier lors des phases linéaires.

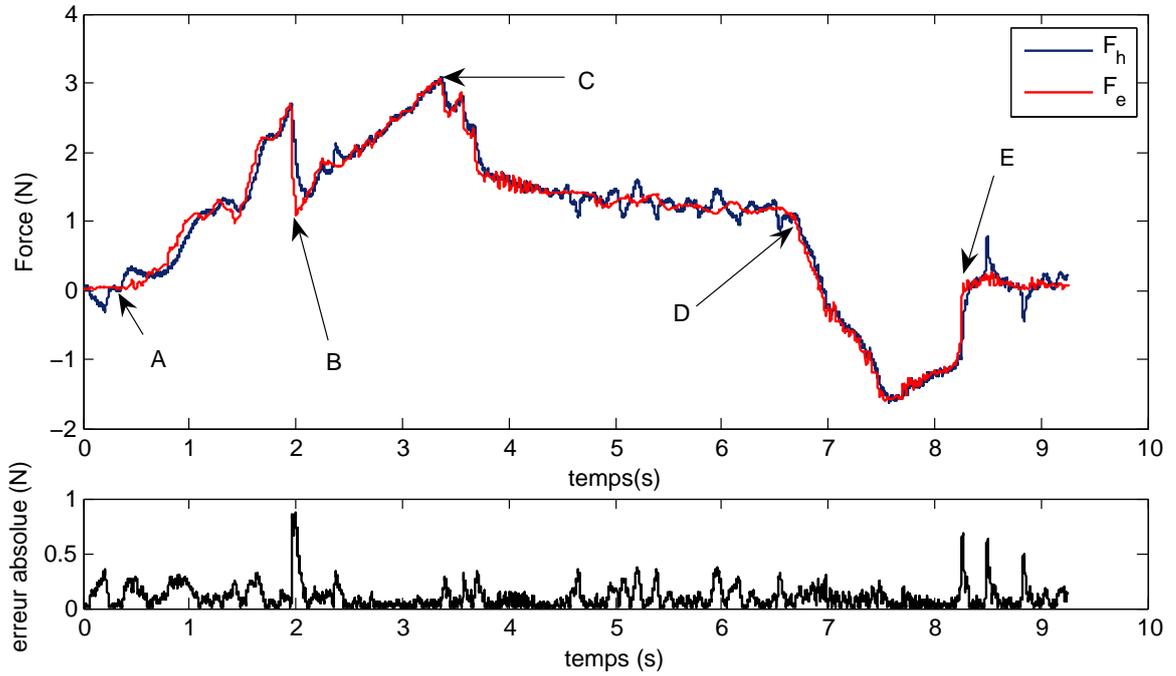


FIG. 6.11 – En haut, force mesurée côté maître et côté esclave lors d’une insertion. En bas, erreur absolue de suivi en force.

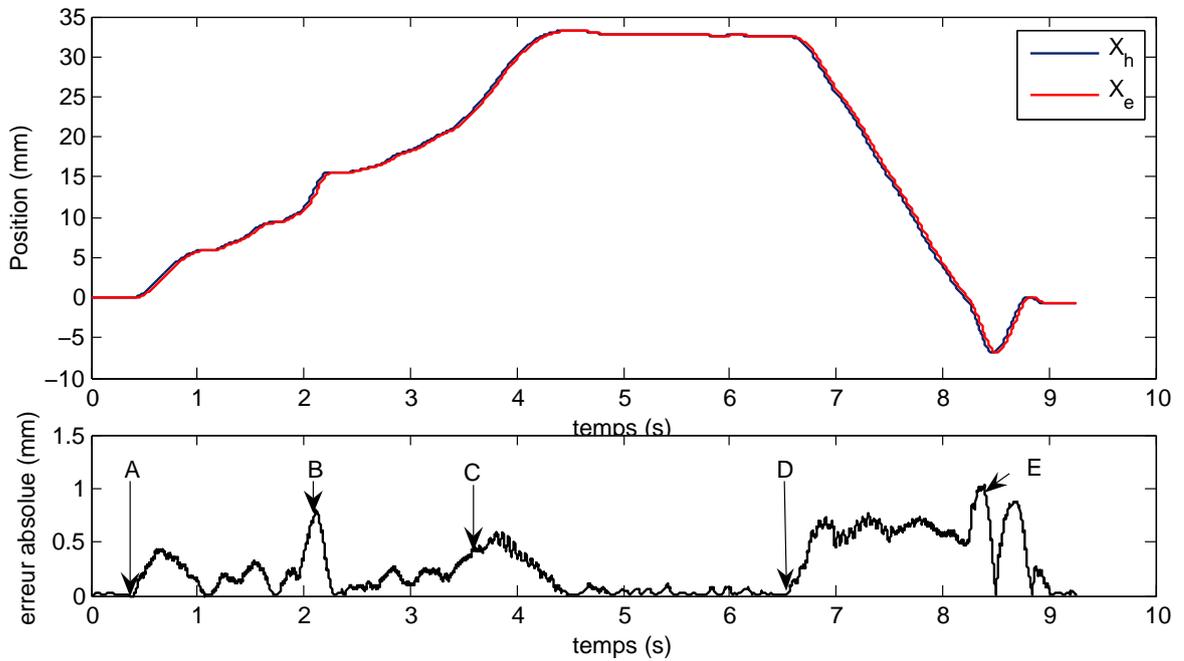


FIG. 6.12 – En haut, position mesurée côté maître et côté esclave lors d’une insertion. En bas, erreur absolue de suivi en position.

6.4.4 Évaluation sur plusieurs utilisateurs

Afin d'évaluer l'efficacité de la méthode proposée, nous l'avons testée sur six volontaires, désignés par les lettres A, B, C, D, E et F, qui ont tous été soumis à la procédure d'auto-réglage, avant de réaliser une insertion d'aiguille dans le même mannequin en des points légèrement différents.

Première étape : procédure d'auto-réglage Les caractéristiques du relais sont inchangées par rapport au paragraphe précédent. Le tableau 6.1 présente les gains critiques et fréquences critiques obtenus pour chaque utilisateur. On constate que les valeurs sont différentes d'un uti-

Utilisateur	K_u	f_u (Hz)
A	0,242	70,8
B	0,319	72,5
C	0,388	68,5
D	0,590	54,3
E	0,214	62,6
F	0,342	73,5

TAB. 6.1 – Gain critique et fréquence critique pour les six utilisateurs.

lisateur à l'autre et varient dans un rapport du simple au triple pour K_u , et de 25 % pour f_u . En choisissant d'imposer une marge de phase de 60° , on détermine les gains des correcteurs pour chaque utilisateur, qui sont donnés dans le tableau 6.2. Les gains sont assez différents selon

Utilisateur	K_p	T_i (ms)	T_d (ms)
A	0,121	16,8	4,2
B	0,159	16,4	4,1
C	0,194	17,3	4,3
D	0,295	21,9	5,5
E	0,107	19,0	4,7
F	0,171	16,3	4,0

TAB. 6.2 – Gains du correcteur PID pour les six utilisateurs.

l'utilisateur. On relève que la variation maximale du gain K_p est d'environ 60 %, le gain T_i varie de 25 % et le gain T_d varie de 27 %. Ces variations entre les différents utilisateurs correspondent à l'adaptation du correcteur PID en fonction de l'utilisateur.

Deuxième étape : insertion d'aiguille Une fois le correcteur PID adapté mis en place, chaque utilisateur réalise une insertion d'aiguille selon un protocole expérimental identique à celui présenté précédemment. Les figures 6.13 montrent l'évolution des efforts et l'erreur absolue de suivi en effort pour tous les utilisateurs. Afin de mieux comprendre les résultats de suivi présentés aux figures 6.13, sur la figure 6.14, nous avons résumé ces performances par la représentation de la valeur moyenne et l'écart type de l'erreur absolue de suivi en effort, pour chaque utilisateur. On constate que, pour une application similaire, l'erreur moyenne reste relativement constante, alors que l'écart type varie du simple au double. Cet écart entre les utilisateurs est lié au fait que

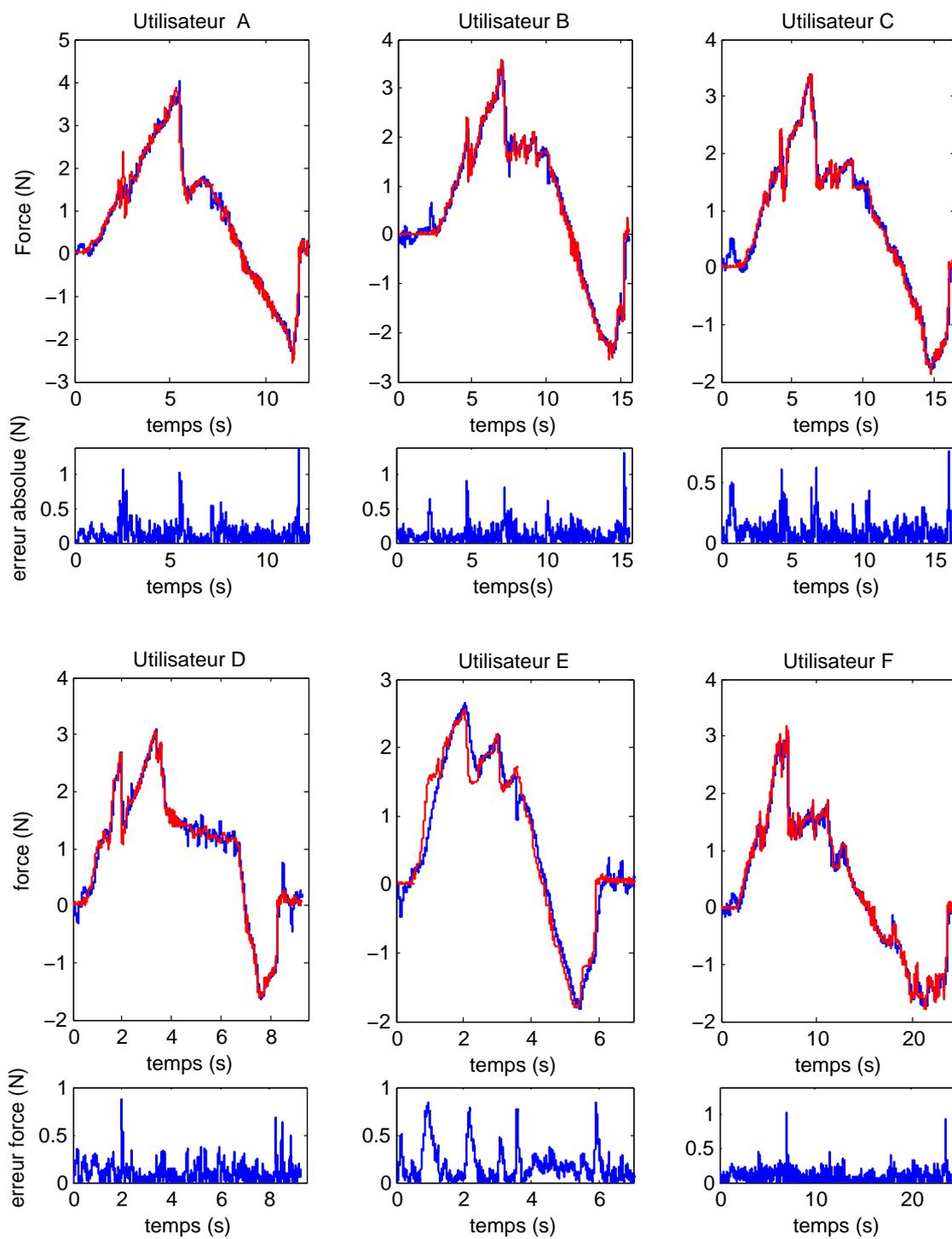


FIG. 6.13 – Évaluation multi-utilisateurs. Pour chaque utilisateur, en haut, la force mesurée côté maître et côté esclave lors d’une insertion. En bas, l’erreur absolue de suivi en effort.

certains ont plus d'expérience que d'autres pour réaliser le geste. En terme de suivi en position, l'écart entre les différents utilisateurs est très proche de celui observé pour l'utilisateur référence.

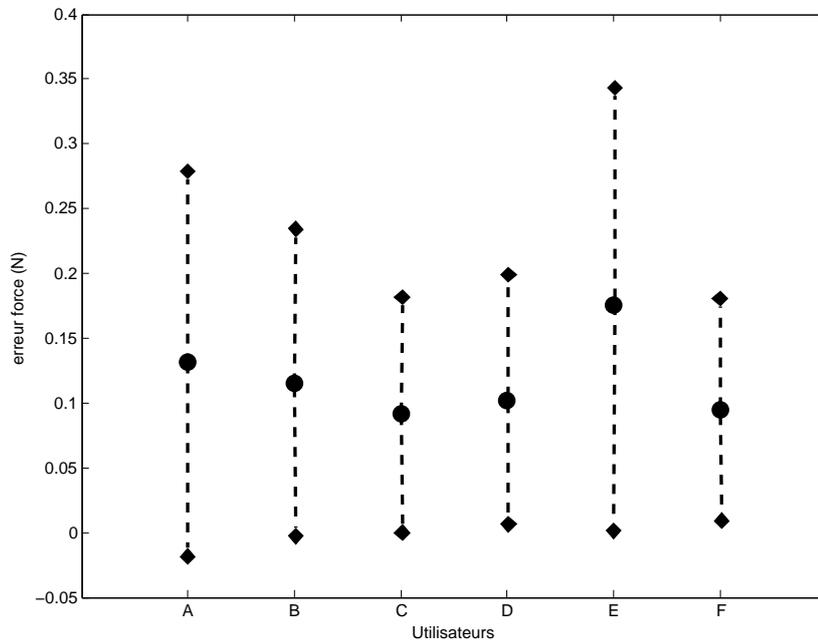


FIG. 6.14 – Évaluation des performances de suivi en effort entre les différents utilisateurs.

6.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une solution au problème de synthèse du correcteur impliqué dans l'asservissement d'effort côté maître. Ceci dans le but de palier à la difficulté à modéliser l'ensemble interface maître/utilisateur en vue de la synthèse de ce correcteur.

La solution détaillée dans ce chapitre utilise une méthode de réglage automatique reposant sur la méthode du relais. Celle-ci permet de caractériser l'ensemble utilisateur/interface maître lors du régime critique, puis d'élaborer un correcteur PID pour l'asservissement d'efforts côté maître, sur la base d'une structure force-position. Nous avons procédé à des essais expérimentaux afin de valider le concept de la méthode et les performances dans le cas d'une insertion d'aiguille sur un panel de six volontaires. Ces essais ont permis de mettre en avant les différences de comportement au cours de l'auto-réglage et de montrer ainsi que le correcteur PID s'adapte effectivement à l'utilisateur.

Chapitre 7

Augmentation de la perception des transitions

Dans ce chapitre, nous proposons une méthode permettant d'augmenter la perception des transitions entre les différentes couches de tissus dans le but d'assister le radiologue, ou de former les médecins novices aux techniques d'interventions percutanées. Nous proposons pour cela d'accroître la sensation de rupture et de pallier aux risques de sécurité qu'elle représente. Pour réaliser cette augmentation, il est nécessaire de détecter les transitions. Nous utiliserons pour cela les techniques de détection de changements abrupts basées sur la modélisation et l'estimation des efforts d'insertion d'aiguille présentés au chapitre 1. Puis, sur la base d'une structure force-position adaptée, nous expliquerons comment utiliser cette détection pour basculer d'un mode de fonctionnement normal à un mode de fonctionnement augmenté en assurant la sécurité du patient en limitant les mouvements brusques liés aux transitions.

7.1 Structure force-position adaptée

Pour réaliser l'augmentation de la perception des transitions, nous utilisons le fait qu'un TME est composé de deux manipulateurs interconnectés par un réseau et dont les commandes élaborées à partir des signaux transmis d'un site à l'autre peuvent être modifiées de manière logicielle. La structure bilatérale correspondante est présentée sur la figure 7.1, à l'image de celle présentée au chapitre 5. Nous avons maintenu le choix d'une structure force-position pour deux raisons. D'une part elle offre d'excellentes performances pour l'insertion d'aiguille et, d'autre part, l'adaptation pour l'augmentation de la perception des transitions est beaucoup plus simple à réaliser sur celle-ci. Nous nous appuyons sur la structure force-position décrite au chapitre 5, avec un asservissement de position côté esclave réalisé par les correcteurs $E_3(s)$ et $E_5(s)$, et un asservissement en effort côté maître par les correcteurs $C_2(s)$ et $C_6(s)$. Ces correcteurs sont établis de manière identique à celle décrite au chapitre 5, avec des gains constants durant toute la manipulation.

L'augmentation de la perception des transitions au cours de l'insertion d'aiguille repose sur la modification ponctuelle des consignes en effort envoyées à l'asservissement côté maître, comme illustré sur la figure 7.1 en gras. Pour réaliser ce changement provisoire de consigne, il est alors nécessaire de détecter les transitions entre les différents tissus, ce que nous détaillerons dans la suite de ce chapitre. Comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, le passage d'un tissu à l'autre s'accompagne généralement d'un mouvement brusque de quelques millimètres. Dans le cas où l'effet de rupture est amplifié, il est possible qu'il s'accompagne d'un mouvement plus

ample encore et donc plus dangereux. Pour éviter cela, nous avons ajouté un système permettant de découpler momentanément la position du manipulateur esclave de celle du manipulateur maître.

Nous allons maintenant détailler la méthode de détection de transitions à partir de l'estimation en ligne d'un modèle des efforts résultant de l'insertion présentée au chapitre 1.

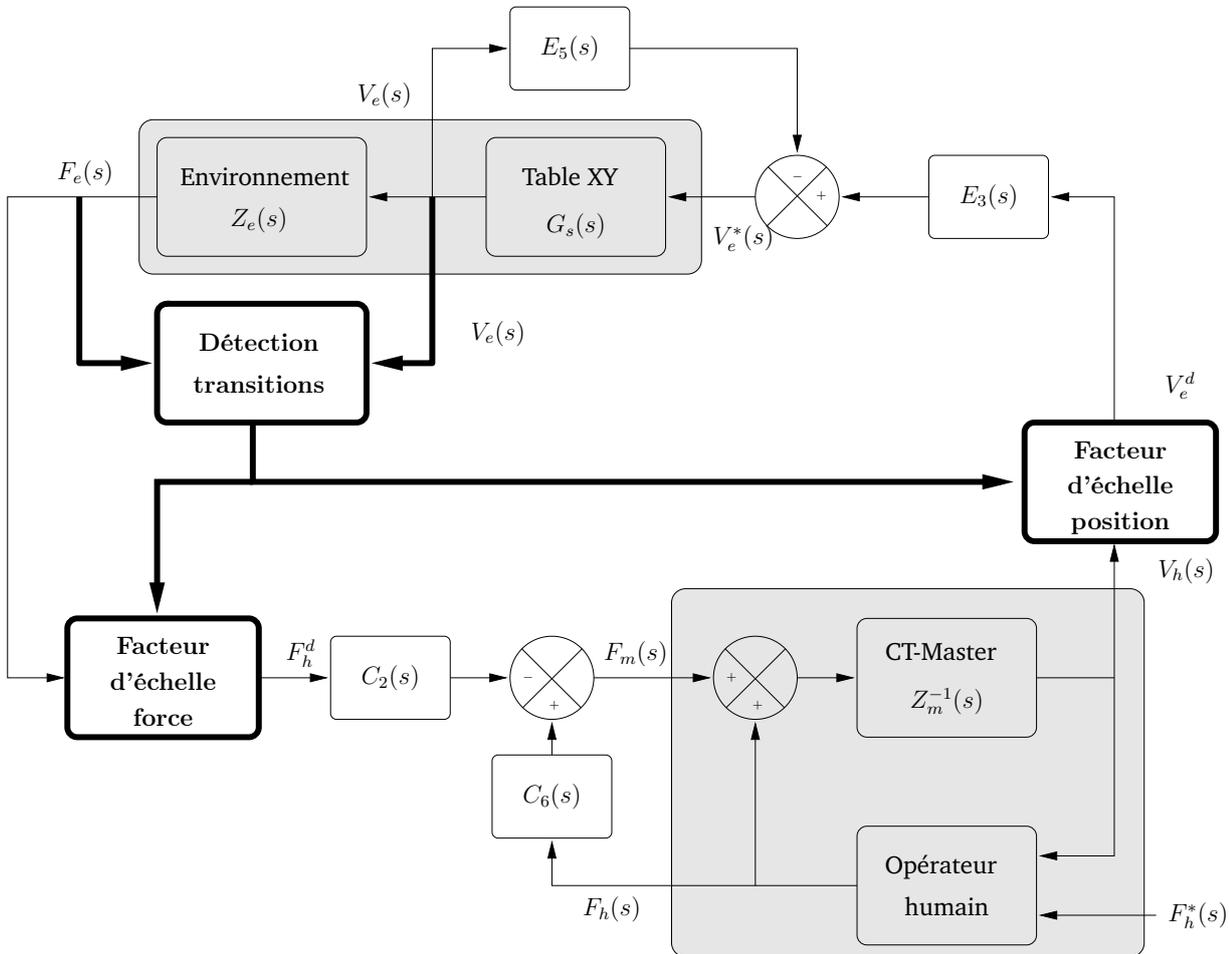


FIG. 7.1 – Schéma bloc de la structure force-position avec adaptation pour l'augmentation de la perception des transitions en gras.

7.2 Détection des transitions

Les transitions entre les différents tissus sont caractérisées par des discontinuités ou des changements abrupts dans la mesure des efforts. La détection de changements abrupts dans l'évolution d'un système fait appel à de nombreuses compétences, entre autres d'automatique et de traitement du signal. De ce fait, il existe différentes approches suivant que le modèle du système est connu ou non, ou que les signaux décrivant l'évolution du système sont mesurables. Nous n'entrerons pas ici dans le détail de toutes ces techniques. Pour cela nous invitons le lecteur à se référer aux articles de référence [Gertler88, Isermann04].

Pour cette étude, nous nous sommes inspirés des techniques de détection de changements abrupts caractérisant les défaillances d'un système. Initialement développées pour la supervision des procédés industriels [Isermann84], ces techniques se sont diversifiées. Aujourd'hui elles sont utilisées dans de nombreuses applications. Parmi lesquelles, on pourra citer les travaux pour la navigation, la sismologie ou encore dans le monitoring des signaux biologiques [Basseville93].

Dans la suite, nous présentons les méthodes de détection basées sur un modèle et utilisant une approche statistique [Basseville93]. Pour cela nous définissons le signal de résidus, puis la fonction de décision qui permet de réaliser la détection d'un changement. Pour valider l'approche nous présentons enfin des résultats de détection obtenus sur des données in vivo recueillies au cours d'une insertion d'aiguille.

7.2.1 Généralités

Les méthodes de détection ont pour objectif de déterminer l'apparition d'un changement brutal dans le comportement du système étudié. Pour cela, une méthode classique consiste à utiliser un signal résidu, notés ε_k , qui est représentatif des écarts entre le comportement observé du système et le comportement de référence attendu lorsque le système fonctionne normalement. Une approche classique consiste alors à choisir le résidu comme étant une variable aléatoire distribuée selon une loi normale, définie par une densité de probabilité $p_\kappa(\varepsilon_k)$. Il est alors possible d'utiliser des tests statistiques conçus de manière à détecter des changements des caractéristiques statistiques du résidu. Le paramètre κ correspond, selon les cas, à la moyenne du résidu ou à sa variance, qui varie de κ_0 à κ_1 à l'instant du changement. Ce changement peut donc être caractérisé par les hypothèses statistiques suivantes :

$$\begin{cases} \mathcal{H}_0 & : \quad \kappa = \kappa_0 \quad \text{pas de changement} \\ \mathcal{H}_1 & : \quad \kappa = \kappa_1 \quad \text{changement} \end{cases} \quad (7.1)$$

La méthode de détection consiste alors à vérifier si le résidu évalué à l'instant k correspond à l'hypothèse \mathcal{H}_0 ou à \mathcal{H}_1 . Ce test est réalisé à l'aide d'une fonction de décision g_k utilisant des algorithmes tels que la somme cumulée (CUSUM) ou la moyenne géométrique glissante (GMA), pour les plus classiques [Basseville93]. Ces algorithmes utilisent la mesure de distance, notée s_k , alors définie par le logarithme du rapport de vraisemblance [Basseville93] :

$$s_k = \ln \frac{p_{\kappa_1}(\varepsilon_k)}{p_{\kappa_0}(\varepsilon_k)} \quad (7.2)$$

ce qui permet de réécrire les hypothèses (7.1) :

$$\begin{cases} \mathcal{H}_0 & : \quad E_{\kappa_0}(s_k) < 0 \\ \mathcal{H}_1 & : \quad E_{\kappa_1}(s_k) > 0 \end{cases} \quad (7.3)$$

où E_{κ_i} , $i = 0$ ou 1 , est l'espérance mathématique associée au résidu ayant pour densité de probabilité p_{κ_i} . Un changement dans le paramètre κ correspond donc à un changement de signe dans la moyenne du logarithme du rapport de vraisemblance.

7.2.2 Génération de résidus

La génération de résidus doit être faite de façon à obtenir un signal suffisamment riche en informations pour pouvoir être utilisé par la fonction de décision. Dans le cas idéal, le résidu est nul avant un changement et différent de zéro après ou pendant. En pratique, les erreurs de

modélisation, les perturbations ou encore le bruit de mesure sont des limitations à ces conditions idéales. Dans ce cas, le résidu est alors assimilé à un bruit blanc de moyenne m et de variance σ^2 connu, variant peu au cours des phases de fonctionnement sans changement, suivant une distribution gaussienne définie par la densité de probabilité :

$$p_{\kappa}(\varepsilon_k) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\varepsilon_k - m)^2}{2\sigma^2}} \quad (7.4)$$

La détection de changement revient alors à tester la blancheur du signal résidu à chaque instant.

Une méthode classique pour obtenir le signal résidu consiste à comparer les valeurs d'un modèle du système, dans un mode de fonctionnement sans changement, à celles du système réel. Dans le cas d'une insertion, l'obtention d'un modèle des efforts connu a priori n'est pas possible, car le comportement biomécanique des tissus est différent suivant les individus et suivant l'endroit où est pratiquée l'insertion. L'approche que nous proposons repose alors sur l'estimation du modèle paramétrique, présentée au chapitre 1. Les efforts d'insertion sont d'une part mesurés par le capteur d'efforts et, d'autre part, reconstruits en ligne par l'algorithme d'estimation MCR-RC, comme illustré sur la figure 7.2. D'après les propriétés de l'algorithme MCR-RC, une fois que l'estimation a convergé, l'erreur de reconstruction est alors proche du bruit de mesure, qui n'est autre qu'un signal aléatoire distribué suivant une loi gaussienne centrée de variance $\sigma_0^2 = 4 \cdot 10^{-4} N^2$, d'après les données recueillies. Cette propriété n'est cependant vérifiée que si les paramètres varient lentement [Mathelin01]. Ainsi, lors d'un changement brutal, l'erreur augmente soudainement avant de converger à nouveau. La distribution de probabilité de l'erreur de

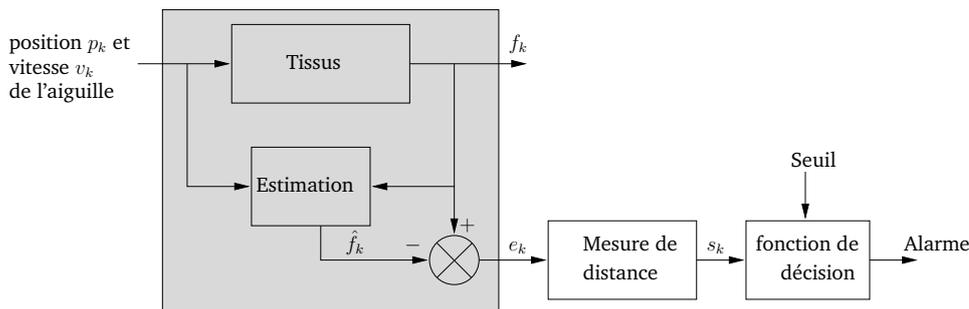


FIG. 7.2 – Principe de détection à partir de l'estimation d'un modèle pour l'insertion.

reconstruction au cours d'une insertion est présentée sur la figure 7.3. La distribution gaussienne théorique centrée de variance σ_0^2 , lors d'une phase de palpation donc sans rupture, a été ajoutée afin de montrer que l'hypothèse sur l'erreur de reconstruction est tout à fait cohérente.

7.2.3 Mesure de distance

Il existe deux catégories de changements : les changements additifs et les changements de dynamique [Isermann04]. Un changement additif peut être assimilé à une défaillance des actionneurs ou des capteurs, ce qui entraîne une discontinuité dans les signaux de mesure. Un changement de dynamique est plutôt lié à un changement du comportement nominal du système, ce qui rend la détection plus délicate.

Pour l'insertion d'aiguille, les deux types de changements peuvent être envisagées. En effet, les ruptures dans le profil des efforts au cours d'une insertion peuvent être traités soit comme des changements liés au comportement dynamique intrinsèque du tissu (par exemple comme

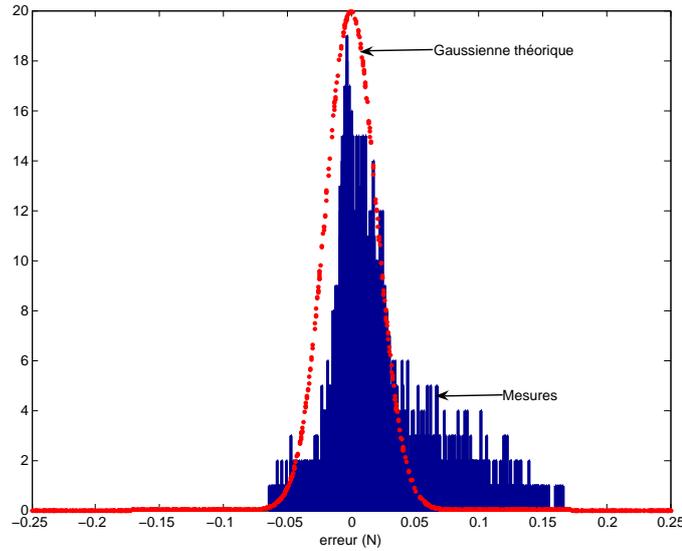


FIG. 7.3 – Distribution de l'erreur de reconstruction et modèle de distribution gaussienne centrée de variance σ_0^2 en l'absence de changements abrupts au cours de l'insertion.

des variations rapides de raideur causées par la rupture d'une membrane), soit comme une défaillance de la mesure des efforts.

Mesure de distance pour les changements additifs

Saut dans la moyenne Si nous considérons que les changements n'affectent que la valeur moyenne du résidu, alors $\kappa = m$. Si la moyenne avant le changement est m_0 et qu'un changement significatif est caractérisé par une nouvelle valeur moyenne m_1 , alors d'après les équations (7.2) et (7.4) :

$$s_k = \frac{m_1 - m_0}{\sigma^2} \left(\varepsilon_k - \frac{m_0 + m_1}{2} \right) \quad (7.5)$$

Si σ et m_1 sont connus et si $m_0 = 0$, alors nous pouvons choisir $s_k = \varepsilon_k$ [Gustafsson00].

Saut dans la variance Si nous considérons maintenant que les changements n'affectent que la variance du résidu, alors $\kappa = \sigma^2$. Si la variance du résidu est σ_0^2 avant le changement et qu'elle vaut σ_1^2 après, avec m constant, alors, d'après les équations (7.2) et (7.4) :

$$s_k = \ln \frac{\sigma_0}{\sigma_1} + \left(\frac{1}{\sigma_0^2} - \frac{1}{\sigma_1^2} \right) \frac{(\varepsilon_k - m)^2}{2} \quad (7.6)$$

Si σ_0 et σ_1 sont connus et que $m = 0$, alors nous pouvons choisir $s_k = \varepsilon_k^2$ [Gustafsson00].

Mesure de distance pour les changements dynamiques

L'objectif ici est de détecter les variations rapides ou les non linéarités qui affectent chaque paramètre indépendamment. D'après les conclusions et les observations du chapitre 1, nous savons que les paramètres du modèle KVG pour l'insertion d'aiguille évoluent en fonction du temps

et de la position de l'aiguille. L'estimation du modèle étant valable tant que les variations de ces paramètres sont lentes, nous pouvons raisonnablement supposer que la différence entre deux échantillons des paramètres estimés suit une distribution gaussienne centrée avec une variance connue. Par contre, si la variation des paramètres ne vérifie plus cette hypothèse, c'est qu'un changement de dynamique a eu lieu. On rappelle que, d'après l'estimation récursive présentée au chapitre 1 :

$$\hat{\theta}_k = \hat{\theta}_{k-1} + \mathbf{H}_k \quad (7.7)$$

avec :

$$\mathbf{H}_k = \mathbf{K}_{k,1} e_k = \frac{\mathbf{F}_{k-1} \boldsymbol{\varphi}_{k-1} e_k}{\frac{1}{\alpha_{k-1}} + \boldsymbol{\varphi}_{k-1}^T \mathbf{F}_{k-1} \boldsymbol{\varphi}_{k-1}} \quad (7.8)$$

\mathbf{H}_k dépend directement de l'erreur de prédiction, qui suit une distribution gaussienne durant les phases sans ruptures. Ainsi, il est possible de définir la mesure de distance suivante :

$$\mathbf{s}_k = \mathbf{H}_k \quad (7.9)$$

avec $\mathbf{s}_k \in \mathbb{R}^n$, $n = \dim(\hat{\theta}_k)$.

Discussion : choix de la mesure

Pour la détection des ruptures au cours d'une insertion d'aiguille, nous avons proposé dans [Barbé06b] l'utilisation de la mesure de distance décrite par l'équation (7.9). Bien que les résultats de détection soient satisfaisants, le réglage des paramètres de la fonction de décision est assez difficile du fait même que l'on ne connait pas a priori l'amplitude des variations des paramètres lors des transitions. L'utilisation directe de l'erreur de prédiction e_k comme résidu permet d'élaborer une mesure de distance plus facile à intégrer dans la fonction de décision. Par ailleurs, nous avons constaté que les transitions affectent principalement la variance de l'erreur de reconstruction. Ainsi, connaissant a priori la variance de cette erreur au cours des phases sans ruptures, la détection peut alors se faire sur les sauts de variance du résidu, en utilisant $s_k = \varepsilon_k^2$. La caractéristique statistique de l'erreur de reconstruction, illustrée à la figure 7.3, nous permet de choisir simplement la variance que l'on estime correspondre à une transition. Dans ce qui suit, on estime qu'une transition a lieu si la variance de l'erreur à l'instant considéré est supérieure à $\sigma_1^2 = 4 \cdot 10^{-2} N^2$.

Remarque : En observant les efforts au cours d'une insertion, on constate qu'une transition entre deux couches se traduit par une discontinuité dans le profil des efforts. Pourquoi ne pas exploiter directement cette discontinuité pour détecter les transitions ? Pour justifier notre choix, nous avons amplifié en simulation le bruit de mesure sur les données expérimentales pour vérifier la robustesse de la mesure de distance vis-à-vis du bruit. La figure 7.4 présente la mesure de distance pour un saut dans la variance avec un résidu établi à partir de l'erreur de reconstruction et à partir des variations de l'effort mesuré. Le bruit de mesure ajouté au signal de mesure correspond au bruit que nous avons relevé sur le capteur d'effort SCAIME, soit un bruit blanc centré de variance $10^{-4} N^2$. La mesure d'effort originale présente deux discontinuités aux instants $t = 5,5$ s et $t = 8,5$ s (cf. figure 7.5). D'après les résultats présentés sur la figure 7.4, on constate tout d'abord que la mesure de distance établie à partir des variations de la mesure d'effort est plus sensible au bruit que ne l'est la mesure de distance établie à partir de l'erreur de reconstruction. Cette sensibilité au bruit de mesure se traduit par une perte d'information. On constate en effet que les deux discontinuités sont effectivement présentes dans la mesure de

distance établie à partir de l'erreur de reconstruction, alors qu'avec la mesure de distance établie à partir des variations de l'effort mesuré il n'y en a plus qu'une seule. Cette observation est tout à fait cohérente avec le fait que l'estimation par les moindres carrés récursifs joue un rôle de filtrage.

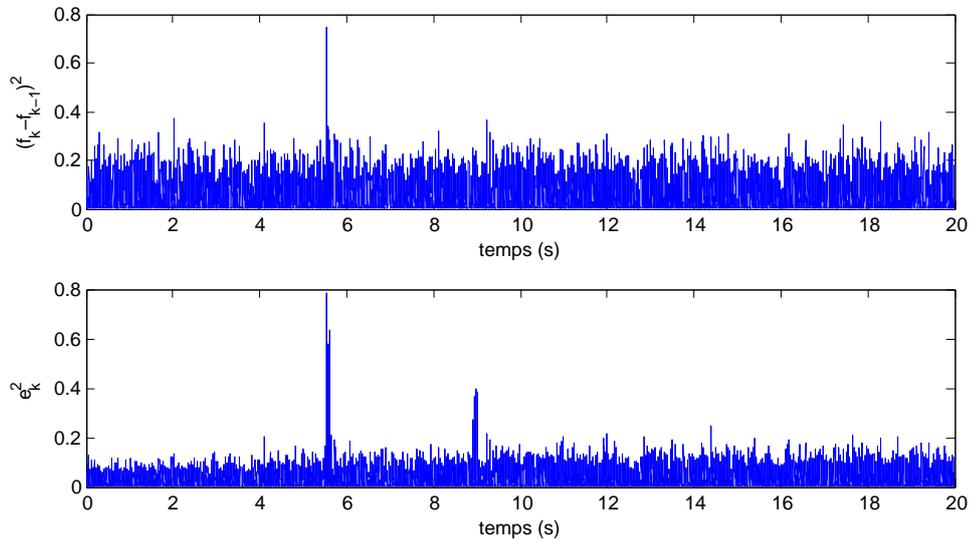


FIG. 7.4 – En haut, mesure de distance établie à partir des variations de mesure, en bas, mesure de distance établie à partir de l'erreur de reconstruction, tous deux avec une amplification du bruit de mesure.

7.2.4 Algorithme de détection

Dans ce paragraphe, nous présentons les deux algorithmes couramment utilisés pour détecter des changements abrupts.

Algorithme CUSUM L'algorithme de la somme cumulative (CUSUM) [Basseville93] utilise la propriété de changement de signe de la moyenne de s_k quand un changement survient. La détection est réalisée en comparant le seuil γ à la fonction de décision définie par :

$$g_0 = 0 \quad (7.10)$$

$$g_k = \max(g_{k-1} + s_k - \nu, 0) \quad (7.11)$$

où ν est le paramètre de dérive de la moyenne de s_k . En général, on le choisit égal à la moitié de l'amplitude du changement que l'on souhaite détecter [Gustafsson00].

Algorithme GMA L'algorithme GMA, ou algorithme de la moyenne géométrique mobile, se base sur le comportement du rapport décrit par l'équation (7.3). La seule différence notable est que des facteurs de pondération sont affectés aux observations passées, il est intéressant de pondérer plus fortement les observations récentes que les observations passées. La loi de

décision devient alors [Basseville93] :

$$g_k = \sum_{i=0}^{i=k} a_i \ln \frac{p_{\kappa_1}(\varepsilon_{k-i})}{p_{\kappa_0}(\varepsilon_{k-i})} \quad (7.12)$$

avec $a_i = b(1-b)^i$ où b est un facteur d'oubli, tel que $0 < b \leq 1$. La fonction de décision peut encore s'écrire sous forme récursive suivante [Gustafsson00] :

$$g_0 = 0 \quad (7.13)$$

$$g_k = (1-b)g_{k-1} + bs_k \quad (7.14)$$

La décision de détection de changement est alors réalisée en comparant cette fonction de décision g_k avec un seuil γ .

Réglage du seuil de détection Le retard entre le moment effectif où l'algorithme détecte la transition et le moment réel où elle a lieu dépend du réglage du seuil de détection. Un mauvais choix de ce seuil entraîne inévitablement de fausses détections : pas de détection si le seuil est choisi trop grand et des détections intempestives si ce seuil est choisi trop petit. Dans les expériences que nous présentons ici, le seuil est choisi de manière empirique ce qui nécessite de réaliser des essais afin d'arriver à un choix correct. Notons qu'il existe dans la littérature des approches permettant de choisir automatiquement et de manière optimale ce seuil, en fonction d'un critère prédéfini [Basseville93, Bask05].

7.2.5 Résultats expérimentaux

Les résultats expérimentaux que nous présentons dans ce paragraphe utilisent les données obtenues au cours des insertions d'aiguilles décrites au chapitre 1. La figure 7.5 présente le profil d'effort typique d'une insertion d'aiguille dans le foie d'un cochon à travers une légère incision de l'épiderme. On observe nettement deux transitions, aux instants $t = 5,54$ s et $t = 8,85$ s. La variation rapide à l'instant $t = 14,5$ s est due à l'extraction de l'aiguille, et ne doit pas être détecté par l'algorithme comme une transition.

Résultats de détection avec l'algorithme CUSUM

Pour détecter les sauts de variance entre σ_0^2 et σ_1^2 , nous avons choisi le régler le seuil $\gamma = \frac{\sigma_1^2 - \sigma_0^2}{2} = 1,98 \cdot 10^{-2} N^2$, ce qui nous permet de choisir le terme de dérive $\nu = \frac{\sigma_1^2 + \sigma_0^2}{2} = 2,02 \cdot 10^{-2} \cdot N^2$ [Gustafsson00]. Pour l'insertion d'aiguille de la figure 7.5, l'évolution de la fonction de décision est présentée sur la figure 7.6, en haut, et les instants de détection sont présentés sur la figure 7.6, en bas. On constate que le signal d'alarme est effectivement nul durant toute l'insertion, excepté aux instants de transition. L'extraction de l'aiguille n'est pas détectée comme une transition. Cela confirme l'efficacité de la fonction de décision et le bon choix du seuil de détection.

Résultats de détection avec l'algorithme GMA

Avec les mêmes données, l'évolution de la fonction de décision établie avec l'algorithme GMA est présentée sur la figure 7.7, en haut. Nous avons choisi à nouveau, $\gamma = 1,98 \cdot 10^{-2} N^2$, en accord avec la représentation de la fonction de décision sur la figure 7.7. On remarque que

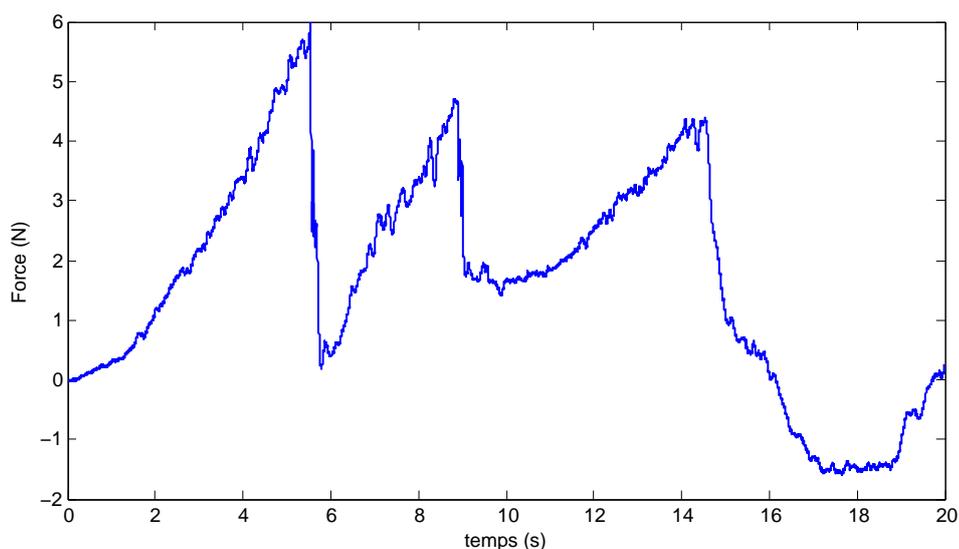


FIG. 7.5 – Évolution des efforts au cours d'une insertion d'aiguille dans le foie à travers une légère incision de l'épiderme.

cette fonction est proche de zéro durant les phases sans ruptures, et qu'elle varie soudainement aux moments des transitions. Pour l'algorithme GMA nous avons choisi $b = 0,2$ afin de filtrer au maximum les changements d'amplitude qui pourraient résulter par exemple du passage des parois des veines.

Les résultats de détection, présentés sur la figure 7.7, en bas, sont tout aussi satisfaisants que les résultats précédents, on constate par ailleurs que l'extraction n'est toujours pas détectée comme une transition.

Discussion

Les algorithmes CUSUM et GMA permettent de détecter correctement les deux transitions dans le profil des efforts. Le tableau 7.1 récapitule les résultats de détection en donnant le délai entre le changement réel et la détection. Pour la première transition, les résultats sont assez

Instant de changement	Instant de détection avec CUSUM	Instant de détection avec GMA
5,54 s	5,55 s	5,56 s
8,85 s	8,86 s	8,93 s

TAB. 7.1 – Comparaison des instants de détection avec les algorithmes CUSUM et GMA

comparables. Par contre, pour la seconde, les résultats sont nettement en faveur de la méthode basée sur l'algorithme CUSUM. Le temps de retard pour la détection est inférieur à 10 ms pour l'algorithme CUSUM, tandis que 80 ms sont nécessaires pour l'algorithme GMA. On remarque que cette seconde transition est légèrement moins abrupte que la première. Cela est peut-être dû à la manière d'insérer l'aiguille ou encore de la réaction du praticien au moment de la rupture. Ces expériences, et d'autres non présentées ici, montrent que l'algorithme CUSUM est d'une part plus précis et d'autre part réagit plus rapidement aux changements dans le profil des

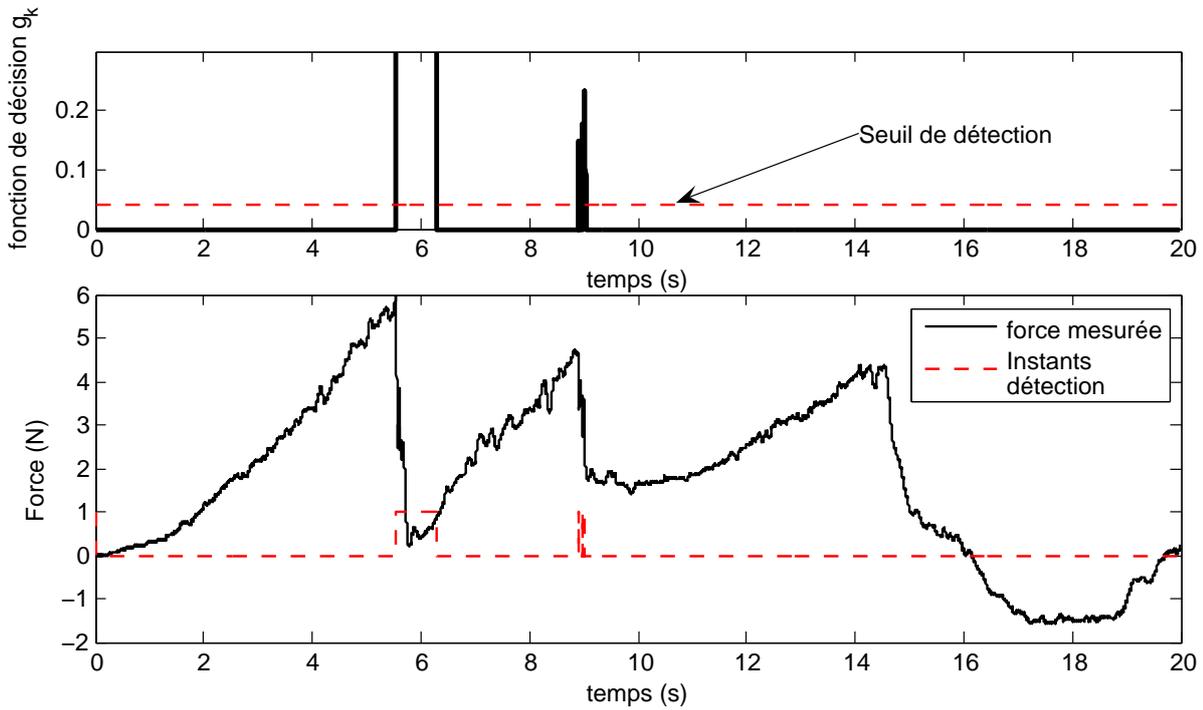


FIG. 7.6 – En haut, évolution de la fonction de décision. En bas, efforts mesurés au cours de l'insertion et instants de détection de ruptures, avec l'algorithme CUSUM.

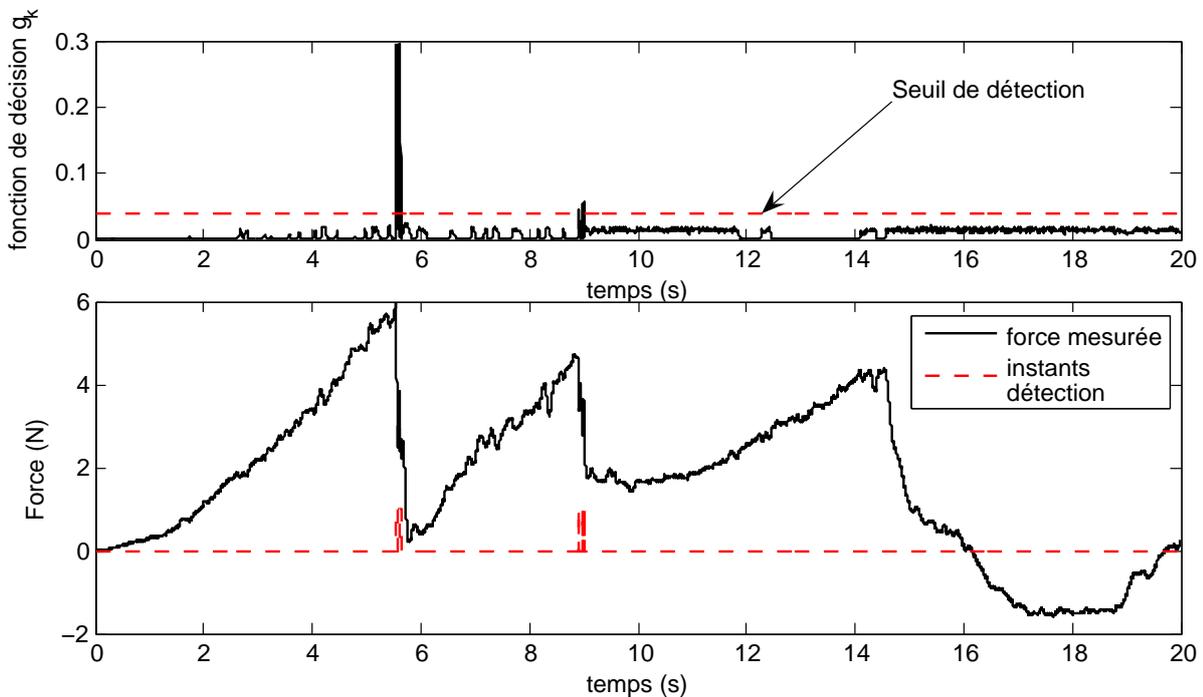


FIG. 7.7 – En haut, évolution de la fonction de décision. En bas, efforts mesurés au cours de l'insertion et instants de détection de ruptures, avec l'algorithme GMA.

efforts, même si ces derniers ne sont pas très abrupts. Nous retiendrons donc cette méthode dans la suite de ce chapitre.

7.3 Augmentation de la perception

En nous appuyant sur la détection des transitions présentée au paragraphe précédent, nous proposons maintenant d'augmenter ponctuellement la perception des transitions. Pour cela, nous utiliserons une technique à base d'événements, permettant de passer d'un mode de fonctionnement normal de télémanipulation à un mode augmenté pour accroître la perception des transitions, comme illustré à la figure 7.8. Cette approche présente des similarités avec les travaux de Kuchenbecker et al. [Kuchenbecker06]. Dans [Kuchenbecker06] les auteurs augmentent la perception de raideur d'un mur en simulation, en utilisant un mode de fonctionnement basé sur des événements pour utiliser ponctuellement l'interface haptique en sur-régime. En ce qui nous concerne, il ne s'agit pas de restituer des contacts très durs mais d'augmenter la sensation de rupture qui se produit lorsque l'aiguille traverse une membrane. Le principe que nous propo-

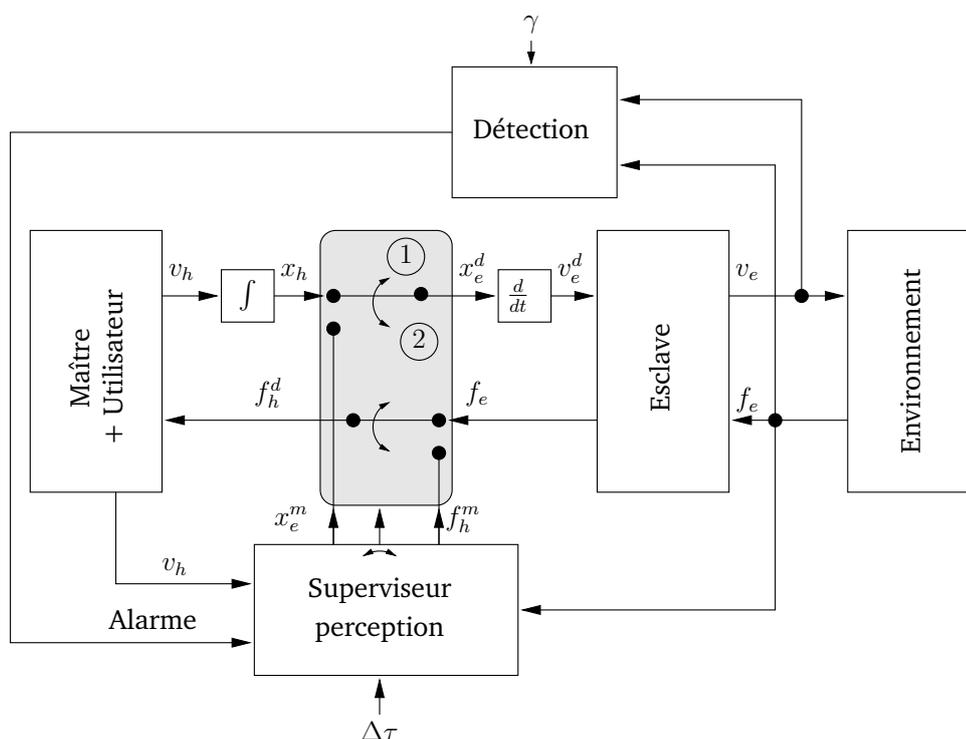


FIG. 7.8 – Schéma de principe pour la détection et l'augmentation de la perception des transitions.

sons est présenté sur la figure 7.8. Lorsque l'interaction du manipulateur esclave avec le tissu est sans transition alors l'interrupteur entre les deux manipulateurs est sur la position 1. Au moment où intervient le changement, l'algorithme de détection envoie un signal d'alarme au superviseur de perception, pour que ce dernier commute l'interrupteur en position 2, de manière à découpler partiellement l'esclave du maître. La consigne de position $x_e^d(t)$ envoyée à l'asservissement de position coté esclave et la consigne en effort $f_h^d(t)$ envoyée à l'asservissement d'effort côté

maître, sont alors remplacées par de nouvelles consignes $x_e^m(t)$ et $f_h^m(t)$ adaptées en fonction de la perception que l'on souhaite restituer. Le mode de perception augmentée est maintenu pendant un court laps de temps $\Delta\tau$ qui débute à l'instant où le superviseur reçoit l'alarme. Le choix de $\Delta\tau$ est réglable par l'utilisateur, en fonction des sensations qu'il veut percevoir.

7.3.1 Augmentation de la perception de rupture

Quand une transition est détectée, la consigne envoyée à l'asservissement d'effort côté maître n'est alors plus directement la mesure d'efforts côté esclave mais une fonction dépendant de l'instant de transition t_r , de la force mesurée coté esclave f_e et de $\Delta\tau$. Nous proposons la fonction suivante :

$$f_h^m(t) = f_e(t) \frac{t - t_r}{\Delta\tau} \quad (7.15)$$

Il s'agit ici de pondérer la mesure $f_e(t)$ de manière à avoir $f_h^m(t_r) = 0$ afin d'augmenter la discontinuité et $f_h^m(t) = f_e(t)$ afin d'assurer la continuité lorsque $t = t_r + \Delta\tau$.

7.3.2 Découplage maître/esclave

Comme nous l'avons déjà évoqué, la rupture d'une membrane ou le passage d'un tissu à l'autre peut s'accompagner d'un léger mouvement incontrôlé se traduisant par un avancement brutal de la main de l'opérateur, qui produit un même avancement brutal du robot esclave. S'agissant d'insertion d'aiguille, ceci présente bien évidemment un risque pour le patient.. Dans le cas où la perception est augmentée selon le principe précédent, cet effet va aussi être amplifié. Afin d'assurer la sécurité du patient il convient alors de découpler le mouvement de l'esclave de celui du maître. En reprenant les indications de la figure 7.8, nous proposons donc de maintenir la position de l'esclave constante pendant toute la durée $\Delta\tau$ du mode augmenté. Enfin, lorsque le superviseur revient dans le mode normal, la consigne de position reprend alors la position d'avant la commutation en mode augmenté.

7.4 Simulation

Afin de valider le fonctionnement de l'augmentation, nous avons mené des simulations avec MATLAB. Pour cela, nous avons utilisé le TME décrit au chapitre 5 composé de l'interface haptique CT-Master, et du robot cartésien. Pour cette simulation, nous avons utilisé la structure force-position présentée à la figure 7.1 ainsi que des données expérimentales obtenues lors d'insertions sur un cochon présentées au chapitre 1.

7.4.1 Principe de la simulation

Pour réaliser la simulation, nous avons utilisé des données in vivo. La première étape est le réglage des correcteurs en efforts côté maître et en position côté esclave de manière à ce que la position de l'esclave suive parfaitement la position du maître. Pour les besoins de la simulation nous avons utilisé le modèle d'utilisateur à cinq paramètres présenté au chapitre 4 et décrit par l'équation (4.4). La vitesse $V_h^*(s)$ d'intention permet de déterminer la force d'intention $F_h^*(s)$. Nous avons donc pris la vitesse réelle obtenue lors des insertions comme vitesse d'intention. Étant donné le réglage et la configuration de la structure force-position, nous pouvons supposer que la vitesse du manipulateur esclave sera très proche de la vitesse d'intention de l'utilisateur. D'autre part, à partir des mesures nous savons que, pour une vitesse donnée nous avons un effort

f_e connu, donc le comportement de l'environnement peut être simulé par les valeurs mesurées de l'effort.

Par ailleurs, le comportement de l'utilisateur lors des phases de transitions a été modifié afin de mieux correspondre au comportement naturel de l'utilisateur. Le mouvement de l'utilisateur est démultiplié lorsqu'une transition est détectée. En effet, on peut supposer que l'utilisateur ralentit son geste lorsqu'il ressent la transition.

7.4.2 Résultats

Les résultats de simulation présentés sur les figures 7.9 et 7.10 sont réalisés avec les données de la figure 7.5 et correspondent à un zoom temporel entre l'instant $t=5,2$ s et $t = 6,3$ s afin de mieux visualiser les performances de la méthode. La figure 7.9 présente les résultats de suivi en effort et en position pour une structure force-position classique, sans augmentation de perception lors de la transition. Les résultats de suivi sont assez semblables à ceux obtenus lors des essais sur le système réel, présentés au chapitre 5. Cependant, on constate que la transition s'accompagne d'un mouvement plus rapide, d'une vitesse d'environ 40 mm.s^{-1} au maximum et d'une amplitude d'environ 6 mm en l'espace de 300 ms. La figure 7.10 présente les résultats de suivi en effort et en position pour la structure force-position adaptée à l'augmentation. Les résultats ont été obtenus avec $\Delta\tau = 500$ ms. L'augmentation de perception débute à l'instant $t = 5,55$ s, ce qui est cohérent avec les résultats de détection présentés au paragraphe précédent. Pendant la période $\Delta\tau$, le signal de consigne en effort pour l'asservissement côté maître est remplacé par $f_h^m(t)$ d'après l'expression (7.15), ce qui se traduit par une variation plus rapide de la force perçue à l'instant de détection et donc une meilleure sensation. Puis petit à petit, la consigne converge vers la mesure réelle pour éviter une discontinuité à la fin de la détection. Au cours de ce mode de fonctionnement, la position du manipulateur esclave est maintenue constante, bien que la position du maître varie rapidement, à une vitesse de 90 mm.s^{-1} au maximum et avec une amplitude d'environ 7 mm, en l'espace de 200 ms. Ceci renforce la sécurité du geste, alors même que la transition plus franche aurait provoqué un mouvement incontrôlé de l'opérateur plus rapide encore.

7.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une méthode permettant d'augmenter la perception des efforts de rupture lors du passage de l'aiguille d'un tissu à l'autre au cours d'une insertion d'aiguille téléopérée. Pour cela, nous avons proposé une méthode de détection de changements abrupts dans la mesure des efforts. Une fois la détection validée sur des mesures d'efforts in vivo, sur la base d'une structure force-position modifiée, nous avons développé un mode de téléopération basé sur des événements, permettant de passer d'un mode de fonctionnement normal à un mode de fonctionnement augmenté, géré par un superviseur. Cette augmentation consiste à modifier la consigne de l'asservissement d'effort côté maître pour accroître la sensation de rupture durant un laps de temps donné. Pour assurer la sécurité pendant la phase augmentée, la position de l'esclave est découplée de celle du maître afin d'éviter tout mouvement incontrôlé côté esclave. La validation de cette approche n'a été réalisée qu'en simulation mais avec les données in vivo. Par ailleurs, nous ne l'avons pas évoqué, mais l'utilisation d'un mode augmenté de durée variable, basé sur des événements peut influencer la stabilité du système. Une perspective consistera à déterminer les conditions de stabilité associées.

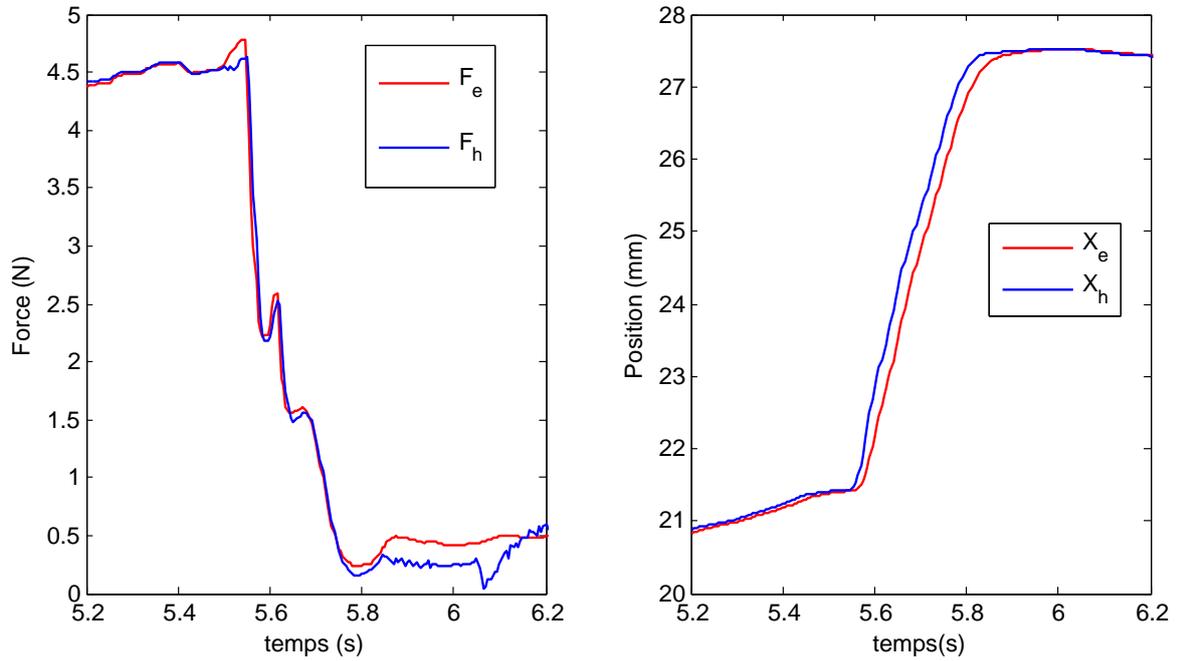


FIG. 7.9 – À gauche, efforts mesurés côté maître et côté esclave. À droite, évolution des positions côté maître et côté esclave, pour une structure force-position classique.

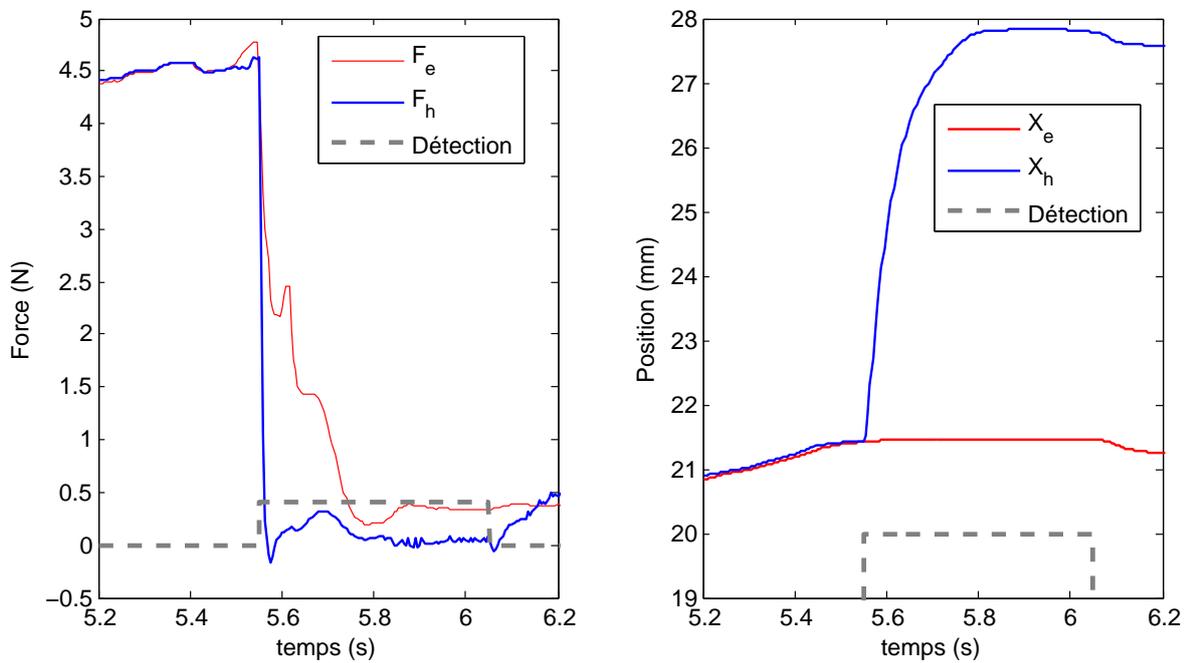


FIG. 7.10 – À gauche, efforts mesurés côté maître et côté esclave. À droite, évolution des positions côté maître et côté esclave, pour une structure force-position adaptée.

Conclusion

Conclusions

Les travaux présentés dans ce mémoire ont pour objectif la conception et la commande d'un système de télémanipulation pour l'assistance aux interventions percutanées, en radiologie interventionnelle. Pour développer ces techniques prometteuses, mais qui exposent les radiologues du fait de l'utilisation d'imageurs à rayons X, le projet CT-Bot a vu le jour au sein du LSIIT en 2001. Une première phase de ce travail a permis d'aboutir à un système de prépositionnement de l'aiguille à partir des images scanner, appelé CT-Bot. La présente thèse correspond au développement d'un système d'enfoncement d'aiguille venant s'adapter au CT-Bot et qui permet de réaliser l'insertion de manière robotisée.

Le travail de conception et de réalisation s'est déroulé en deux étapes. Tout d'abord, un système porte-aiguille compact, sûr pour le patient, compatible avec les images scanner et avec la mesure des efforts d'insertion, a été mis au point. Il est actuellement en cours de finalisation. Par ailleurs, une interface maître permettant de commander à distance le seul enfoncement de l'aiguille a été développée. D'encombrement limitée au regard des efforts restitués, elle permet d'offrir une bonne ergonomie pour le geste d'insertion, tout en minimisant les frottements et les effets d'inertie. Cette interface a été mise en œuvre et utilisée à de très nombreuses reprises pour des insertions téléopérées avec un robot esclave cartésien.

L'insertion d'aiguille téléopérée soulève aussi le problème de la restitution des efforts. Cette information est en effet primordiale pour déterminer la position de l'aiguille par rapport aux tissus rencontrés et ainsi accroître l'efficacité du geste et garantir la sécurité du patient. Nous avons caractérisé l'insertion d'une aiguille dans des tissus vivants, notamment d'après des expériences *in vivo*, où nous avons montré que les efforts en jeu correspondaient à un comportement viscoélastique non linéaire, présentant des discontinuités dues aux transitions entre les différentes couches des tissus. Pour décrire ce comportement, nous avons proposé un modèle simple dont les paramètres sont estimés en ligne. Sur la base de l'identification de ce modèle d'interaction, nous avons proposé une méthode pour détecter automatiquement les discontinuités dans le profil des efforts, qui sont autant d'informations pour le radiologue. Le diagnostic de ces phénomènes nous a conduit à présenter une méthode pour accroître ponctuellement la sensation de rupture, tout en garantissant la sécurité du patient. Cette méthode a été validée par des simulations à partir de données *in vivo*.

En vue de restituer au mieux possible les efforts d'insertions, notamment quand apparaissent les ruptures entre tissus, nous avons évalué expérimentalement les performances d'une loi de commande bilatérale force-position, en condition d'insertion d'aiguille sur un mannequin. Au cours des différents essais, nous avons pris conscience du fait que le comportement de l'utilisateur avait une influence importante sur les performances de la télémanipulation. Pour pallier à ce problème, nous avons développé une méthode de réglage automatique du correcteur PID permettant l'asservissement en efforts côté maître, toujours dans le cadre de la structure force-

position mise en œuvre. Cette méthode a également été validée durant des insertions d'aiguille téléopérées. Des essais sur un panel d'utilisateurs ont permis de montrer une bonne adaptation des gains du correcteur en fonction de l'opérateur.

Perspectives

Les solutions présentées dans ce mémoire ont permis d'aborder de nombreuses problématiques liées à l'insertion d'aiguille robotisée sous scanner et d'y apporter des solutions. Nous avons pu démontrer l'intérêt de chacune d'entre elles, le plus souvent par des résultats expérimentaux. Ces travaux, qui se prolongeront dans le cadre du projet CT-Bot, ouvrent, à plus ou moins long terme, à différentes perspectives :

- système maître-esclave pour l'insertion d'aiguille : la deuxième version du système d'enfoncement d'aiguille est dans sa phase finale de mise en œuvre. Nous devons réaliser prochainement des essais pour valider le système de préhension et le mécanisme d'enfoncement d'aiguille. L'étape suivante consistera à tester le système maître-esclave composé de l'interface CT-Master et du robot CT-Bot équipé du porte-aiguille, en conditions in vivo, sous scanner.
- interface haptique CT-Master : nous avons présenté le modèle dynamique de l'interface en considérant la première articulation rigide, donc en négligeant l'influence de la flexibilité de la transmission par câble. Il serait intéressant d'évaluer l'impact de cette flexibilité sur la dynamique de l'interface. Le travail de modélisation a déjà été effectué et présenté en annexe A. La prochaine étape sera donc l'identification nécessaire de ce modèle. L'interface étant équipée d'un capteur d'effort, nous avons envisagé pour cela une méthode utilisant ce capteur ;
- modèle des efforts lors d'une insertion d'aiguille : le modèle que nous avons proposé au chapitre 1 est composé uniquement de deux paramètres dont l'interprétation physique n'a pu être établie. Nous avons déjà entrepris une démarche pour déterminer s'il existe une corrélation entre ces paramètres, la position et la vitesse de l'aiguille. Par ailleurs, cette estimation est actuellement utilisée pour détecter les transitions. Nous envisageons de l'intégrer dans une loi de commande plus élaborée pour tenir compte explicitement de l'environnement ;
- comportement des lois de commande bilatérale : une autre question soulevée par les expériences présentées au chapitre 5 porte sur le comportement des lois classiques lors d'une interaction avec un environnement vivant. Peut-on garantir la passivité de l'environnement en présence des mouvements physiologiques du patient ? A notre connaissance il n'existe à ce jour aucune réflexion sur ce sujet ;
- réglage automatique du correcteur en effort côté maître : au chapitre 6 nous avons montré l'utilité d'un réglage automatique du correcteur pour la commande en effort côté maître. La prochaine étape sera de tester la méthode sur le CT-Master. Pour le moment, la méthode permet uniquement de spécifier la marge de phase désirée, mais nous envisageons de l'étendre pour incorporer une contrainte sur la marge de gain. Par ailleurs, il serait intéressant d'analyser la robustesse en stabilité et en performance de la méthode lorsque le comportement de l'utilisateur varie légèrement au cours de la manipulation, travail que nous avons déjà commencé par une μ -analyse ;
- augmentation de la perception de rupture : la méthode d'augmentation a été validée à l'aide de simulations. Nous envisageons d'évaluer prochainement ses performances sur le système réel et de mener une étude sur la base d'un panel de volontaires ;
- protocole d'évaluation : l'évaluation des performances d'un système de téléopération reste

un véritable problème, la question étant de savoir si le système permet de restituer des sensations proches de la réalité. Pour valider le système d'insertion d'aiguille développé, un protocole incluant différents individus, cliniciens ou non, expérimentés ou novices, sera mis en place.

Annexe A

Modèle dynamique avec flexibilité de l'interface CT-Master

Dans cette annexe nous présentons le modèle dynamique de l'interface haptique avec le formalisme d'Euler-Lagrange en considérant la flexibilité de la première articulation. Pour tenir compte de la contrainte cinématique entre q_1 et q_2 , nous introduisons dans les équations un multiplicateur de Lagrange. Le formalisme de Lagrange permet d'écrire le modèle dynamique sous la forme suivante :

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\mathbf{q}}} - \frac{\partial T}{\partial \mathbf{q}} + \frac{\partial V}{\partial \mathbf{q}} = \mathbf{Q} + \phi^T \lambda \quad (\text{A.1})$$

où T est l'énergie cinétique du système et V son énergie potentielle, λ le multiplicateur de Lagrange, et ϕ le vecteur des contraintes cinématiques. Le vecteur \mathbf{Q} regroupe les couples engendrés par les efforts externes appliqués sur le système.

La figure A.1 présente le graphe des liaisons entre les différents solides de l'interface.

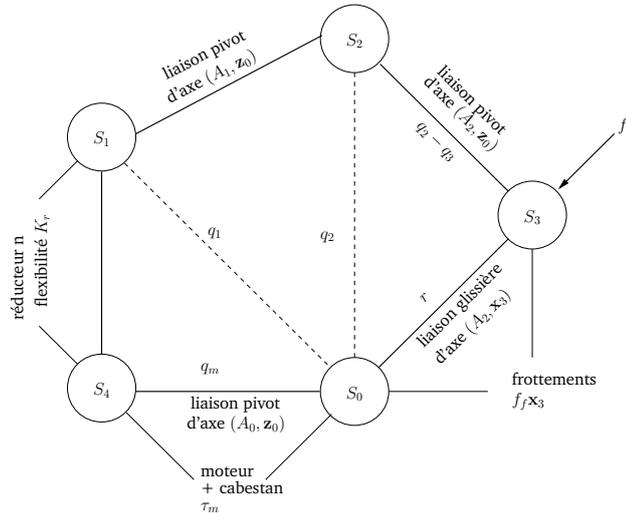


FIG. A.1 – Graphe des liaisons de l'interface haptique.

Nous garderons les notations introduites au chapitre 3. Cependant, pour tenir compte de la flexibilité du réducteur nous avons ajouté un solide S_4 . Nous supposons que le cabestan est parfait et que son moment d'inertie est faible par rapport à celui du moteur. Ainsi la flexibilité de

la transmission par câble peut être modélisée par une raideur K_r , comme illustrée sur la figure A.2. Pour la suite de la modélisation nous supposons que les différentes liaisons du système

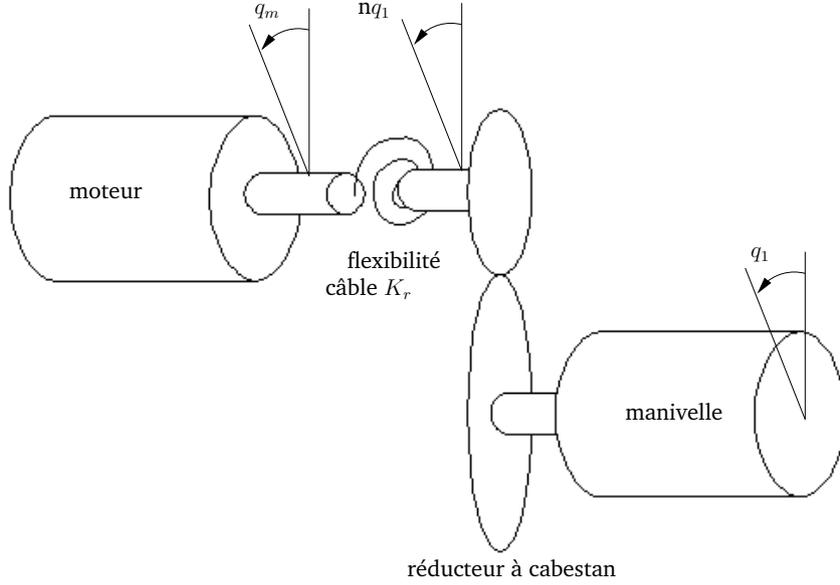


FIG. A.2 – Modèle de la flexibilité de l'articulation entre le moteur et la manivelle.

sont idéales, donc sans frottements, ni jeux. Contrairement au modèle dynamique du chapitre 3, l'action des frottements f_f entre le coulisseau S_3 et le bâti S_0 n'est pas prise en compte. Pour prendre en compte ces frottements il suffit de suivre une démarche similaire à celle présentée au chapitre 3.

En considérant que la première articulation est flexible, l'énergie potentielle dépend de l'effet de la pesanteur sur chaque axe, et de l'énergie potentielle du ressort modélisant la flexibilité. Ainsi l'énergie potentielle totale du système constitué des quatre solides mobiles s'écrit :

$$V = V_{pesanteur} + V_{flexibilite} = - \sum_{i=1}^4 m_i \mathbf{A}_0 \mathbf{G}_i \cdot \mathbf{g} + \frac{1}{2} K_r (q_m - nq_1)^2 \quad (\text{A.2})$$

où $\mathbf{g} = -gy_0$ avec g la constante de gravité. A partir des coordonnées des centres de gravité exprimés dans le repère \mathcal{R}_0 on peut calculer cette énergie potentielle, et il vient :

$$V = g ((m_1 l_{G_1} + (m_2 + m_3) l_1) s_1 + (m_2 l_{G_2} + m_3 l_2) s_2 + m_3 l_{G_3} s_3) + \frac{1}{2} K_r (q_m - nq_1)^2 \quad (\text{A.3})$$

Le cabestan étant solidaire du moteur et parfaitement cylindrique, son centre de gravité est confondu avec celui du moteur et donc $\mathbf{A}_0 \mathbf{G}_4 = \mathbf{0}$.

L'énergie cinétique du système est donnée par :

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 \left(m_i (\mathbf{V}_{G_i \in S_i / S_0} \cdot \mathbf{V}_{G_i \in S_i / S_0}) + \left(\bar{\mathbf{J}}_{G_i}(S_i) \boldsymbol{\Omega}_{S_i / S_0} \right) \cdot \boldsymbol{\Omega}_{S_i / S_0} \right) \quad (\text{A.4})$$

avec $\mathbf{V}_{G_i \in S_i/S_0}$ la vitesse cartésienne du centre de gravité G_i appartenant au solide S_i par rapport au bâti S_0 , et $\boldsymbol{\Omega}_{S_i/S_0}$ la vitesse angulaire du solide S_i rapport au bâti S_0 . En appliquant cette formule, on peut déterminer l'expression matricielle de l'énergie cinétique sous la forme :

$$T = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{M}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.5})$$

avec le vecteur des coordonnées généralisées $\mathbf{q} = (q_m \ q_1 \ q_2)$, et

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} J_m & 0 & 0 \\ 0 & m_1 l_{G_1}^2 + (m_2 + m_3) l_1^2 + J_1 & l_1 (m_2 l_{G_2} + m_3 l_2) \cos(q_1 - q_2) \\ 0 & l_1 (m_2 l_{G_2} + m_3 l_2) \cos(q_1 - q_2) & m_2 l_{G_2}^2 + m_3 l_2^2 + J_2 \end{pmatrix} \quad (\text{A.6})$$

Les efforts généralisés $\mathbf{Q}(\mathbf{q})$ obéissent à l'équation :

$$\mathbf{Q}(\mathbf{q}) = \frac{\partial \mathbf{P}_{\mathcal{F} \rightarrow S/\mathcal{R}}}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \quad (\text{A.7})$$

où $\mathbf{P}_{\mathcal{F} \rightarrow S/\mathcal{R}}$ représente la puissance instantanée du système en mouvement sous l'action des efforts extérieurs. Cette puissance est déterminée à partir du comoment des torseurs cinématique $\{\mathcal{V}_{S/\mathcal{R}}\}$ et des efforts extérieurs $\{\mathcal{F}_{\mathcal{F} \rightarrow S}\}$ dans un même repère \mathcal{R} :

$$\mathbf{P}_{\mathcal{F} \rightarrow S/\mathcal{R}} = \{\mathcal{V}_{S/\mathcal{R}}\} \otimes \{\mathcal{F}_{\mathcal{F} \rightarrow S}\} \quad (\text{A.8})$$

D'après la figure A.1, deux actions externes s'appliquent sur la structure. D'une part, l'action du moteur sur le solide S_4 exprimée par le torseur suivant :

$$\{\mathcal{F}_{\text{moteur} \rightarrow S_4}\} = \left\{ \begin{array}{c} \mathbf{0} \\ \tau_m \mathbf{z}_0 \end{array} \right\}_-$$

et d'autre part, l'effort appliqué par l'utilisateur sur l'organe terminal défini en P par :

$$\{\mathcal{F}_{\text{utilisateur} \rightarrow S_3}\} = \left\{ \begin{array}{c} -f_h \mathbf{x}_3 \\ \mathbf{0} \end{array} \right\}_P$$

Les torseurs cinématiques nécessaires au calcul de l'équation (A.8) pour les solides concernés sont :

$$\{\mathcal{V}_{S_4/\mathcal{R}_0}\}_{A_0} = \left\{ \begin{array}{c} \boldsymbol{\Omega}_{S_4/S_0} \\ \mathbf{0} \end{array} \right\}_{A_0} \quad (\text{A.9})$$

$$\{\mathcal{V}_{S_3/\mathcal{R}_0}\}_P = \left\{ \begin{array}{c} \mathbf{0} \\ \mathbf{V}_{P \in S_3/S_0} \end{array} \right\}_P \quad (\text{A.10})$$

avec $\mathbf{V}_{P \in S_3/S_0}$, le vecteur vitesse du point P appartenant au solide S_3 par rapport au solide S_0 , et $\boldsymbol{\Omega}_{S_4/S_0}$ le vecteur vitesse articulaire du solide S_4 par rapport au solide S_0 . Les puissances instantanées relatives aux deux actions extérieures sont :

$$\mathbf{P}_{\text{moteur} \rightarrow S_4} = \tau_m \dot{q}_m \quad (\text{A.11})$$

$$\mathbf{P}_{\text{utilisateur} \rightarrow S_3} = f_h (l_1 s_{1-3} \dot{q}_1 + l_2 s_{2-3} \dot{q}_2) \quad (\text{A.12})$$

Après calcul nous obtenons l'expression suivante :

$$\mathbf{Q}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} \tau_m \\ f_h l_1 s_{1-3} \\ f_h l_2 s_{2-3} \end{pmatrix} \quad (\text{A.13})$$

Finalement, d'après les équations (A.1), (A.3), (A.5), (A.6) et (A.13) nous obtenons le modèle dynamique suivant :

$$M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}\mathbf{q} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \mathbf{Q}(\mathbf{q}) + \phi^T(\mathbf{q})\lambda \quad (\text{A.14})$$

avec $\lambda \in \mathbb{R}$

$$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{pmatrix} 0 \\ -l_1(m_2l_{G_2} + m_3l_2) \sin(q_2 - q_1) \dot{q}_2^2 \\ l_1(m_2l_{G_2} + m_3l_2) \sin(q_2 - q_1) \dot{q}_1^2 \end{pmatrix} \quad (\text{A.15})$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} K_r & -\mathbf{n}K_r & 0 \\ -\mathbf{n}K_r & \mathbf{n}^2K_r & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (\text{A.16})$$

et

$$\mathbf{G}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} 0 \\ (m_1l_{G_1} + (m_2 + m_3)l_1)gc_1 \\ (m_2l_{G_2} + m_3l_2)gc_2 \end{pmatrix} \quad (\text{A.17})$$

D'après les contraintes cinématiques nous savons que :

$$l_1c_{1-3}\dot{q}_1 + l_2c_{2-3}\dot{q}_2 = \phi^T(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = 0 \quad (\text{A.18})$$

avec

$$\phi(\mathbf{q}) = (0 \ l_1c_{1-3} \ l_2c_{2-3})^T$$

Annexe B

Modalité haptique chez l'être humain

Dans cette annexe nous donnons une définition du terme haptique et présentons les caractéristiques majeures impliquées dans la perception haptique de son environnement par un être humain.

Les deux principales informations physiologiques concernant la perception haptique sont [Lécuyer01] :

- le *sens tactile* qui permet de percevoir la géométrie des objets, leur poids, la texture ou encore la chaleur d'un contact ;
- le *sens kinesthésique*, qui correspond à la perception du mouvement, de la position et de l'orientation des objets ou de notre corps dans l'espace.

Une importante part de la perception de l'environnement vient de l'interprétation des signaux par le cerveau.

B.1 Sens tactile

Grâce au sens tactile, l'être humain peut percevoir des stimuli atteignant des fréquences vibratoires de 1 à 300 Hz typiquement, et jusqu'à quelques kHz lorsqu'il s'agit d'exploration de textures fines ou de contact avec des objets rigides. La grande majorité des récepteurs intervenant dans la perception tactile sont sous-cutanés, principalement situés au niveau des mains. Ils peuvent être classés en trois familles :

- les thermorécepteurs, qui réagissent aux stimuli de température, dont on distingue deux types selon qu'ils sont sensibles au chaud ou au froid ;
- les nocicepteurs, qui signalent au cerveau les dommages des tissus et sont donc associés à la douleur ;
- les mécanorécepteurs, qui réagissent aux excitations mécaniques, transmettent les caractéristiques spatiales, temporelles et d'intensité des contacts avec l'environnement.

Il existe deux catégories de mécanorécepteurs, dont l'emplacement est représenté à la figure [Lécuyer01].

- les mécanorécepteurs à adaptation rapide réagissent aux variations brutales des stimuli, associés aux corpuscules de Meissner (bande passante de 20 à 50 Hz), et aux corpuscules de Pacini (bande passante de 100 à 300 Hz)
- les mécanorécepteurs à adaptation lente permettent de déterminer l'intensité des discontinuités, par l'intermédiaire des disques de Merkel (bande passante de l'ordre de 10 Hz), et les efforts statiques à l'aide des corpuscules de Ruffini (bande passante inférieure à 10 Hz).

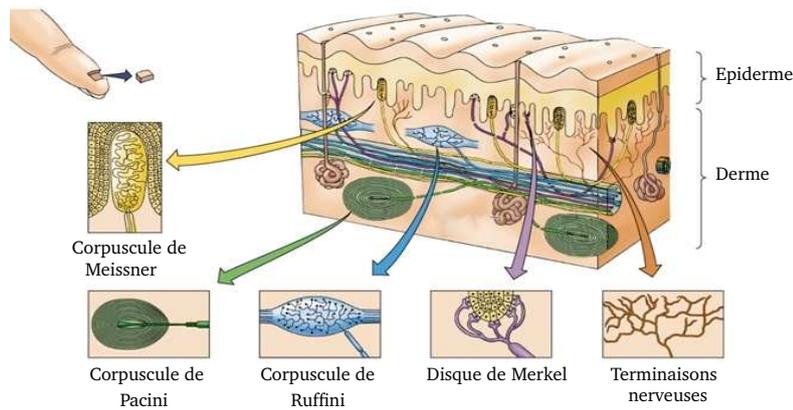


FIG. B.1 – Emplacement sous-cutané des mécanorécepteurs impliqués dans la perception tactile

Des études expérimentales ont montré que l'être humain pouvait discerner avec ses doigts deux points de contact distants de 2,5 mm. Le seuil absolu de détection d'une force de pression est quant à lui d'environ 63 mg. Enfin, la variation minimale d'intensité des mouvements vibratoires compris entre 20 et 300 Hz est de 20 à 25%.

B.2 Sens kinesthésique

Le sens kinesthésique repose sur la perception des stimuli plus lents : les récepteurs kinesthésiques sont pour la plupart situés au niveau des tendons, des muscles et des articulations, et ils possèdent une bande passante n'excédant pas 20 à 30 Hz. On peut distinguer deux types de perception kinesthésique [Lécuyer01] :

- l'extéroception, relative à la mesure et la perception des stimuli extérieurs au corps humain ;
- la proprioception, qui concerne les phénomènes internes à son propre corps, comme la position et l'orientation des membres.

L'être humain peut détecter des variations d'efforts de l'ordre de 5 à 15 % au niveau de ses membres avec des variations notables d'un individu à l'autre.

Enfin, la perception de l'interaction avec le monde extérieur, s'accompagne généralement d'une réaction, résultant de l'activation du système sensori-moteur, encore appelée boucle sensori-motrice. Cette boucle permet de contrôler la position du corps et les efforts appliqués sur l'environnement extérieur, avec une bande passante comprise entre 1 et 10 Hz [Lécuyer01], image de la rapidité avec laquelle l'être humain peut répondre aux stimuli extérieurs.

Liste des publications

– Revues

1. Needle Insertions Modelling : Identifiability and Limitations.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. *Biomedical Signal Processing and Control*, Numéro spécial MCBMS'06, vol. 2(3), pp 191–198, Juillet 2007.
2. In Vivo Model Estimation and Haptic Characterization of Needle Insertions.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. *International Journal of Robotic Research*, Numéro spécial BIOROB'06, à paraître.

– Conférences

1. Design and Evaluation of a Linear Haptic Device.
L.Barbé, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff M. de Mathelin. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Rome, Italie, avril 2007.
2. Towards the autotuning force-feedback teleoperators.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin. In *IFAC International Symposium on Robot Control*, Bologne, Italie, septembre 2006.
3. Bilateral controllers for teleoperated percutaneous interventions : evaluation and improvements.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin. In *IEEE/IFAC American Control Conference*, Minneapolis, États-Unis, juin 2006.
4. Online Robust Model Estimation during In Vivo Needle Insertions.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin. In *Medecine Meets Virtual Reality*, Long Beach, États-Unis, janvier 2006.
5. Online Robust Model Estimation and Haptic Clues Detection during In Vivo Needle Insertions.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. In *IEEE / RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, Pise, Italie, février 2006.
6. Needle Insertions Modelling : Identifiability and Limitations.
L.Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, A. Gangi. In *IFAC International Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, Reims, France, septembre 2006.
7. A Robotized Needle Insertion Device for Percutaneous Procedures.
O. Piccin, P. Renaud, **L.Barbé**, B. Bayle, B. Maurin, M. de Mathelin. In *ASME Design Engineering Technical Conferences*, Long Beach, États-Unis, septembre 2005.
8. In vivo study of forces during needle insertions.
B. Maurin, **L.Barbé**, B. Bayle, P. Zanne, J. Gangloff, M. de Mathelin, A. Gangi, et A. Forgionne. In *Medical Robotics, Navigation and Visualisation Scientific Workshop*, RheinAhrCampus, Remagen, Allemagne, mars 2004.

Bibliographie

- [Abbott03] J. Abbott et A. Okamura. «Virtual fixture architectures for telemanipulation.» Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2798–2805. 2003.
- [Abolhassani07] N. Abolhassani, R. Patel, et M. Moallem. «Needle insertion into soft tissue : A survey». *Medical Engineering and Physics*, tome 29, pages 413–431, 2007.
- [Adams99a] R. Adams et B. Hannaford. «Stable haptic interaction with virtual environment». *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, tome 15, n° 3, pages 465–474, juin 1999.
- [Adams99b] R. Adams, M. Moreyra, et B. Hannaford. «Excalibur, a three-axis force display». Dans «ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems», 1999.
- [Ahmed04] H. B. Ahmed, B. Multon, et P. Cavarec. «Actionneurs linéaires directs et indirects : performances limites». Journées du Club EEA : Avion et électricité, 18–19 mars 2004.
- [Aliaga04] I. Aliaga, A. Rubio, et E. Sánchez. «Experimental Quantitative Comparison of Different Control Architectures for Master-Slave Teleoperation». *IEEE Transaction on Control System Technology*, tome 12, n° 1, pages 2–11, janvier 2004.
- [Anderson89] R. Anderson et M. Spong. «Bilateral control of teleoperation with time delay». *IEEE Transaction on Automatic Control*, tome 34, n° 5, pages 494–501, mai 1989.
- [Arcara02] P. Arcara. *Control of Haptic and Robotic Telemanipulation Systems*. Thèse de doctorat, Université de Bologne, Italie, 2002.
- [Aström84] K. Aström et T. Hägglund. «Automatic tuning of simple regulators with specification on phase and amplitude margins». *Automatica*, tome 20, n° 5, pages 645–651, 1984.
- [Atherton00] D. Atherton. «Relay autotuning : a use of old ideas in a new setting». *Transaction of the Institute of Measurement and Control*, tome 22, n° 1, pages 103–122, 2000.
- [Barbé06a] L. Barbé, B. Bayle, et M. de Mathelin. «Towards the autotuning of force-feedback teleoperators». Dans «IFAC Symposium on Robot Control», Bologna, Italie, septembre 2006.
- [Barbé06b] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin, et A. Gangi. «Online Robust Model Estimation and Haptic Clues Detection during In Vivo Needle Insertions». Dans «IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics», Pise, Italie, 2006.

- [Barbé03] L. Barbé. *Simulation d'insertion d'aiguille avec retour d'efforts*. Thèse de maître, Université Louis Pasteur, Strasbourg, France, septembre 2003.
- [Barbé07] L. Barbé, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «Design and evaluation of a linear haptic device». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», Rome, Italie, avril 2007.
- [Bask05] M. Bask. *Dynamic Threshold Generators for Robust Fault Detection*. Thèse de doctorat, Université Technologique de Luleå, Suède, 2005.
- [Basseville93] M. Basseville et I. Nikiforov. *Detection of Abrupt Changes - Theory and Application*. Prentice Hall, 1993.
- [Belanger92] P. Belanger. «Estimation of angular velocity and acceleration from shaft encoder measurements». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 585–592. Nice, France, 1992.
- [Besançon-Voda94] A. Besançon-Voda. *Contribution à la méthodologie d'auto-calibrage des régulateurs numériques*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France, 1994.
- [Brooks90] T. Brooks. «Telerobotic reponse requirements». Dans «IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics», pages 113–120. 4-7 novembre 1990.
- [Campion05] G. Champion, Q. Wang, et V. Hayward. «The Pantograph Mk-II : A Haptic Instrument». Dans «IEEE/RSJ Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 723–728. 2005.
- [Çavuşoğlu 99] M. Çavuşoğlu , F. Tendick, M. Cohn, et S. Sastry. «A Laparoscopic Telesurgical Workstation». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 15, n° 4, pages 728–739, août 1999.
- [Çavuşoğlu 02] M. Çavuşoğlu , A. Sherman, et F. Tendick. «Design of Bilateral Teleoperation Controllers for Haptic Exploration and Telemanipulation of Soft Environments». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 18, n° 4, pages 641–647, août 2002.
- [Çavuşoğlu 03] M. Çavuşoğlu , W. Williams, F. Tendick, et S. Sastry. «Robotics for Telesurgery : Second Generation Berkeley/UCSF Laparoscopic Telesurgical Workstation and Looking towards the Future Applications». *Industrial Robot, Special Issue on Medical Robotics*, tome 30, n° 1, pages 22–29, janvier 2003.
- [CDC07] «Chirurgie Digestive Chirurgie de l'obésité Laparoscopie». Site Internet, 2007. <http://www.chirurgie-digestive.com/>.
- [Charles97] S. Charles, H. Das, T. Ohm, C. Boswell, G. Rodrigues, et R. Steele. «Dexterity-enhanced Telerobotic Microsurgery». Dans «IEEE Conference on Automation and Robotics», pages 5–10. 1997.
- [Chiaverini93] S. Chiaverini et L. Sciavicco. «The parallel approach to Force/Position Control of Robotic Manipulators». *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, tome 9, n° 4, pages 361–373, août 1993.
- [Cleary06] K. Cleary, A. Melzer, V. Watson, G. Kronreif, et D. Stoianovici. «Interventional robotic systems : Applications and technology state-of-the-art». *Minimally Invasive Therapy*, tome 15, n° 2, pages 101–113, 2006.

- [Coiffet02] P. Coiffet et A. Kheddar. *Téléopération et télérobotique (TRAITE IC2)*. Hermès, 2002.
- [Colgate93] J. Colgate. «Robust Impedance Shapin telemanipulation». *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, tome 9, n° 5, pages 624–637, octobre 1993.
- [Colgate94] E. Colgate et M. Brown. «Factors affecting the Z-width of a haptic display». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 3205–3210. San Diego, CA, États-Unis, mai 1994.
- [Damiano00] R. Damiano, W. Ehrman, C. Ducko, H. Tabaie, E. Stephenson, C. Kingsley, et C. Chambers. «Initial United States clinical trial of robotically assisted endoscopic coronary artery bypass grafting». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 119, n° 77, 2000.
- [Das99] H. Das, H. Zak, J. Johnson, J. Crouch, et D. Frambach. «Evaluation of a Telerobotic System to Assist Surgeons in Microsurgery». *Computer Aided Surgery*, tome 4, pages 15–25, 1999.
- [Delwiche07] T. Delwiche et M. Kinnaert. «A four-channel adaptive structure for high friction teleoperation systems in contact with soft environments». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», Rome, Italie, avril 2007.
- [deVulgt03] E. de Vulgt, A. Schouten, et F. van der Helm. «Closed-loop multivariable system identification for the characterization of the dynamic arm compliance using continuous force disturbances : a model study». *Journal of Neuroscience methods*, tome 122, pages 123–1400, 2003.
- [deVulgt04] E. de Vulgt. *Identification of Spinal Reflexes*. Thèse de doctorat, Université Technique de Delft, Pays-Bas, 2004.
- [Diolaiti05] N. Diolaiti, C. Melchiorri, et S. Stramigioli. «Contact Impedance Estimation for Robotic Systems». *IEEE Transactions on Robotics*, tome 21, n° 5, pages 925–935, 2005.
- [Erdman01] A. Erdman, G. Sandor, et S. Kota. *Mechanism Design, Analysis and Synthesis*. Prentice Hall, 2001.
- [Fung93] Y. C. Fung. *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, 1993.
- [Gangi94] A. Gangi et J.-L. Dietmann. *Tomodensitométrie interventionnelle*. Editions Vigot, Papis, 1994.
- [Gangloff05] J. Gangloff et G. Morel. «La commande référencée capteur en robotique médicale et chirurgicale». Dans «Actes des Journées Nationales de la Recherche en Robotique», 2005.
- [Garcia06] D. Garcia. *Auto-Ajustement de régulateurs PID Robustes dans le domaine fréquentiel*. Thèse de doctorat, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse, 2006.
- [Garnier06] H. Garnier, M. Gilson, et T. Bastogne. «Identification de modèles paramétriques à temps continu. Méthodes, outil logiciel et avantages». Dans «Journées Identification et Modélisation Expérimentale», 2006.
- [Gerovich04] A. Gerovich, P. Marayong, et A. Okamura. «The effect of visual and haptic feedback on computer-assisted needle insertion». *Computer Aided Surgery*, tome 9, n° 6, pages 243–249, 2004.

- [Gersem05] G. D. Gersem. *Kinaesthetic feedback and enhanced sensitivity in robotic endoscopic telesurgery*. Thèse de doctorat, Katholieke Universiteit Leuven, Belgique, 2005.
- [Gertler88] J. Gertler. «Survey of model-based failure detection and isolation in complex plants». *IEEE Control Systems Magazine*, tome 8, n° 6, pages 3–11, 1988.
- [Goertz54] R. Goertz. «Mechanical master-slave manipulator». *Nucleonics*, tome 12, n° 11, pages 45–46, novembre 1954.
- [Gomi92] H. Gomi, Y. Koike, et M. Kawato. «Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement». Dans «IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society», tome 4, pages 1628–1629. 29 octobre- 1 novembre 1992.
- [Goodwin84] G. Goodwin et K. S. Sin. *Adaptive Filtering Prediction and Control*. Information and System Sciences. Prentice-Hall, 1984.
- [Gustafsson00] F. Gustafsson. *Adaptive filtering and change detection*. John Wiley & Sons, Ltd, 2000.
- [Guthart00] G. Guthart et J. S. Jr. «The IntuitiveTM Telesurgery System : Overview and Application.» Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 618–621. 2000.
- [Handlykken80] M. Handlykken et T. Turner. «Control System Analysis and Synthesis for a Six Degree-of-freedom Universal Force-reflecting Hand Controller». Dans «IEEE Conference on Decision and Control», 1980.
- [Hang02] C. Hang et K. Åström. «Relay Feedback Auto-tuning of Process Controllers : A Tutorial Review». *Journal of Process Control*, tome 12, pages 143–162, janvier 2002.
- [Hannaford89] B. Hannaford. «A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 5, n° 4, pages 426–434, août 1989.
- [Hashtrudi-Zaad96] K. Hashtrudi-Zaad et S. Salcudean. «Adaptive transparent impedance reflecting teleoperation». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 2, pages 1369–1374. Minneapolis, MN, États-Unis, avril 1996.
- [Hashtrudi-Zaad99] K. Hashtrudi-Zaad et S. Salcudean. «On the use of local force feedback for transparent teleoperation». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1863–1869. Detroit, MI, États-Unis, 1999.
- [Hashtrudi-Zaad00] K. Hashtrudi-Zaad et S. Salcudean. «Analysis and Evaluation of Stability and Performance Robustness for Teleoperation Control Architectures». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 3107–3113. San Francisco, CA, États-Unis, 2000.
- [Hashtrudi-Zaad00] K. Hashtrudi-Zaad. *Design, Implementation and Evaluation of Stable Bilateral Teleoperator Control Architectures for Enhanced Telepresence*. Thèse de doctorat, The University of British Columbia, Canada, septembre 2000.

-
- [Hashtrudi-Zaad01] K. Hashtrudi-Zaad et S. Salcudean. «Analysis of Control Architectures for Teleoperation Systems with Impedance/Admittance Master and Slave Manipulators». *The International Journal of Robotics Research*, tome 20, n° 6, Juin 2001.
- [Hashtrudi-Zaad02] K. Hashtrudi-Zaad et S. Salcudean. «Bilateral parallel force/position teleoperation control». *Journal of Robotic Systems*, tome 19, n° 4, pages 155–167, mars 2002.
- [Hayward96] V. Hayward et O. Astley. «Performance Measures For Haptic Interfaces». Dans «International Symposium in Robotics Research», pages 195–207. Springer Verlag, 1996.
- [Hjalmarsson98] J. Hjalmarsson, M. Gevers, S. Gunnarsson, et O. Lequin. «Iterative Feedback Tuning : theory and applications». *IEEE Control Systems Magazine*, tome 18, n° 4, pages 26–41, 1998.
- [Hogan89] N. Hogan. «Controlling Impedance at the Man/Machine». Dans «IEEE International Conference Robotics and Automation», pages 1626–1631. Scottsdale, AZ, mai 1989.
- [Hong04] J. Hong, T. Dohi, M. Hashizume, K. Konishi, et N. Hata. «An Ultrasound-Driven Needle-Insertion Robot for Percutaneous Cholecystostomy». *Physics in Medicine and Biology*, pages 441–455, 2004. IOP Publishing Ltd.
- [Hunt75] K. Hunt et F. Crossley. «Coefficient of Restitution Interpreted as Damping in Vibroimpact». *ASME Journal of Applied Mechanics*, pages 440–445, 1975.
- [Ioannou96] P. Ioannou et J. Sun. *Robust Adaptive Control*. Prentice-Hall, 1996.
- [Isermann84] R. Isermann. «Process fault detection based on modeling and estimation methods - A survey». *Automatica*, tome 20, pages 387–404, 1984.
- [Isermann04] R. Isermann. «Model-based fault detection and diagnosis -Status and applications-». Dans «Symposium on Automatic Control in Aerospace», Saint Petersburg, juin 2004.
- [Janabi-Sharifi00] F. Janabi-Sharifi, V. Hayward, et C.-S. J. Chen. «Discrete-Time Adaptive Windowing For Velocity Estimation». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 8, n° 6, pages 1003–1009, 2000.
- [Janot06] A. Janot, C. Bidard, M. Gautier, D. Keller, et Y. Perrot. «Modélisation, Identification d’une interface médicale». Dans «Journées Identification et Modélisation Experimentale JIME», Poitiers, France, 2006.
- [Johnson05] M. Johnson et M. Moradi. *PID Control : New Identification and Design Methods*. Springer, Berlin, 2005.
- [Kazerooni93] H. Kazerooni, T.-I. Tsay, et K. Hollerbach. «A controller design framework for telerobotics systems». *IEEE Transaction on Control Systems Technology*, tome 1, n° 1, pages 50–62, 1993.
- [Kettenbach05] J. Kettenbach, G. Kronreif, M. Figl, M. Fürst, W. Birkfellner, R. Hanel, W. Ptacek, et H. Bergmann. «Robot-assisted biopsy using computed tomography-guidance : Initial results from in vitro tests». *Investigative radiology*, tome 40, pages 219–228, 2005.

- [Kim07] K. Kim, M. Cavusoglu, et W. Chung. «A Framework for Quantitative Comparison of Bilateral Teleoperation Systems using μ -synthesis». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», Rome, Italie, avril 2007.
- [Kleinman70] D. Kleinman, S. Barin, et W. Levison. «An Optimal Control Model of Human Response—Part I : Theory and Validation». *Automatica*, tome 6, pages 357–369, 1970.
- [Kobayashi04] Y. Kobayashi, J. Okamoto, et M. Fujie. «Physical Properties of the Liver for Needle Insertion Control». Dans «IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 2960–2966. Sendai, Japan, 2004.
- [Kosuge92] K. Kosuge et Y. F. T. Fukuda. «Control Of Mechanical System With Man-machine Interaction». Dans «IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», tome 1, pages 87–92. 1992.
- [Kronreif03] G. Kronreif, M. Fürst, J. Kettenbach, M. Figl, et R. Hanel. «Robotic Guidance for Percutaneous Interventions». *Journal of Advanced Robotics*, tome 17, n° 6, pages 541–560, 2003.
- [Kronreif06] G. Kronreif, M. Fürst, W. Ptacek, M. Kornfeld, et J. Kettenbach. «Robotic System for Image Guided Therapie - B-RobII». Dans «International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region», Balatonfüred, Lake Balaton, Hongrie, Juin 2006.
- [Kuchenbecker06] K. J. Kuchenbecker, J. Fiene, et G. Niemeyer. «Improving Contact Realism Through Event-Based Haptic Feedback». *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, tome 12, n° 2, pages 117–123, mars/avril 2006.
- [Kwon98] D.-S. Kwon, K. Woo, S. K. Song, W. S. Kim, et H. S. Cho. «Microsurgical telerobot system». Dans «IEEE/RSJ Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 945–950. Victoria, Canada, octobre 1998.
- [Laroche06] E. Laroche et P. Celka. «Identifiabilité des dynamiques d'un manipulateur flexible par vision». Dans «Journées Identification et Modelisation Experimentale JIME», Poitiers, France, 2006.
- [Lavallee89] S. Lavallee. *Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : application à la neurochirurgie stéréoptaxique*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, 1989.
- [Lawrence93] D. Lawrence. «Stability and transparency in bilateral teleoperation». *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, tome 9, pages 624–637, 1993.
- [Lazeroms99] M. Lazeroms. *Force reflection for telemanipulation applied to minimally invasive surgery*. Thèse de doctorat, Technische Universiteit Delft, Pays-Bas, 1999.
- [Lee98] H.-K. Lee et M. Chung. «Adaptive controller of a master-slave system for transparent teleoperation». *Journal of Robotic Systems*, tome 15, n° 8, pages 465–475, décembre 1998.
- [Leung94] G. Leung et B. Francis. «Robust nonlinear control of bilateral teleoperators». Dans «IEEE American Control Conference», tome 2, pages 2119–2123. 1994.

-
- [Leung95] G. Leung, B. Francis, et J. Apkarian. «Bilateral controlled for teleoperators with time delay via μ -synthesis». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 11, n° 1, pages 105–116, février 1995.
- [Leva93] A. Leva. «PID autotuning algorithm based on relay feedback». *IEE Proceedings*, tome 140, n° 5, pages 328–338, 1993.
- [Lécuyer01] A. Lécuyer. *Contribution à l'étude des retours haptique et pseudo-haptique et de leur impact sur les simulations d'opérations de montage/démontage en aéronautique*. Thèse de doctorat, Université ed Paris XI, Orsay, 2001.
- [MacFarlane99] M. MacFarlane, J. Rosen, B. Hannaford, C. Pellegrini, et M. Sinanan. «Force Feedback Grasper Helps Restore the Sense of Touch in Minimally Invasive Surgery». *Journal of Gastrointestinal Surgery*, tome 3, n° 3, pages 278–285, mai/juin 1999.
- [Madhani98] A. Madhani, G. Niemeyer, et J. Salisbury. «The Black Falcon : A Teleoperated Surgical Instrument for Minimally Invasive Surgery». Dans «IEEE/RSJ Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 936–944. Victoria, Canada, octobre 1998.
- [Marti03] G. Marti, P. Rouiller, S. Grange, et C. Baur. «Biopsy navigator : a smart haptic interface for interventional radiological gestures». Dans «Computer Assisted Radiology and Surgery», 2003.
- [Massie94] T. Massie et J. Salisbury. «The PHANTOM Haptic Interface : A Device for Probing Virtual Objects». Dans «ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems», Chicago, IL, États-Unis, novembre 1994.
- [Mathelin01] M. D. Mathelin. *Commande adaptative et applications*, chapitre Panorama des algorithmes récursifs d'estimation paramétrique (in French). Hermès Science, R. Lozano and D. Taoutaou editors, 2001.
- [Maurel98] W. Maurel. *3D Modeling of the Human Upper Limb including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues*. Thèse de doctorat, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland, 1998.
- [Maurin04] B. Maurin, L. Barbé, B. Bayle, P. Zanne, J. Gangloff, M. de Mathelin, A. Gangi, et A. Forgionne. «In Vivo Study of Forces During Needle Insertions». Dans «Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization», pages 415–422. Remagen, Allemagne, 2004.
- [Maurin05] B. Maurin. *Conception et réalisation d'un robot d'insertion d'aiguille pour les procédures percutanées sous imageurs scanner*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, 2005.
- [Maurin06] B. Maurin, B. Bayle, J. Gangloff, O. Piccin, P. Zanne, et M. de Mathelin. «A Robotized Positioning Platform Guided by Computed Tomography : Practical Issues and Evaluation». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», Orlando, États-Unis, mai 2006.
- [McRuer67] D. McRuer et H. Jex. «A review of quasi-linear pilot models». *IEEE Transactions in Electronics*, tome HFE-8, n° 3, pages 231–249, septembre 1967.
- [Melzer99] A. Melzer et R. Seibel. «MR guided therapy of spinal disease». *Minimally Invasive Therapy & Allied Technology*, 1999.

- [Melzer03] A. Melzer, B. Gutmann, A. Lukoschek, et M. Mark. «Experimental Evaluation of an MRI compatible Telerobotic System for CT MRI guided Interventions». *Supplement to Radiology*, 2003.
- [Micaelli02] A. Micaelli. *Téléopération et télérobotique (TRAITE IC2)*, chapitre Asservissements et lois de couplage en téléopération. Hermès, 2002.
- [Mitsubishi03] M. Mitsubishi, J. Arata, K. Tanaka, M. Miyamoto, T. Yoshidome, S. Iwata, S. Warisawa, et M. Hashizume. «Development of a remote minimally-invasive surgical system with operational environment transmission capability.» Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2663–2670. 2003.
- [Muntener06] M. Muntener, A. Patriciu, D. Petrisor, D. Mazilu, H. Bagga, L. Kavoussi, K. Cleary, et D. Stoianovici. «Magnetic resonance imaging compatible robotic system for fully automated brachytherapy seed placement». *Adult Urology*, 2006.
- [Niemeyer91] G. Niemeyer et J.-J. Slotine. «Stable adaptive teleoperation». *IEEE Journal of Oceanic Engineering*, tome 16, n° 1, pages 152–162, janvier 1991.
- [Ortmaier02] T. Ortmaier. *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Thèse de doctorat, Université Technologique de Munich, 2002.
- [Piccin05] O. Piccin, P. Renaud, L. Barbé, B. Bayle, B. Maurin, et M. de Mathelin. «A robotized needle insertion device for percutaneous procedures». Dans «ASME Design Engineering Technical Conferences», Long Beach, États-Unis, septembre 2005.
- [Pitakwatchara06] P. Pitakwatchara, S.-I. Warisawa, et M. Mitsubishi. «Force Feedback Augmentation Modes in the laparoscopic Minimal Invasive Telesurgical System». Dans «IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics», 2006.
- [Raju89] G. Raju, G. Verghese, et T. Sheridan. «Design issues in 2-port network models of bilateral remote manipulation». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1316–1321. Scottsdale, mai 1989.
- [Ramstein94] C. Ramstein et V. Hayward. «The Pantograph : A Large Workspace Haptic Device For A Multi-Modal Human-Computer Interaction». Dans «International Conference on Human Factors in Computing System», 1994.
- [Reichenspurner99] H. Reichenspurner, R. Demaino, M. Mack, D. Boehm, H. Gulbins, C. Dettler, B. Meiser, R. Ellgass, et B. Reichart. «Use of the voice controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 118, n° 1, 1999.
- [Rosen99] J. Rosen, B. Hannaford, M. MacFarlane, et M. Sinanan. «Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally-Invasive Surgery – Experimental Performance Evaluation». *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, tome 46, n° 10, pages 1212–1221, octobre 1999.
- [Ryu02] J. H. Ryu, D. Kwon, et B. Hannaford. «Stable Teleoperation with Time Domain Passivity Control». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», Washington DC, États-Unis, 2002.

- [Rösch03] J. Rösch, F. Keller, et J. Kaufman. «The birth, early years, and future of interventional radiology». *Journal of Vascular Interventional Radiology*, tome 14, pages 841–853, 2003.
- [Saad03] P. Saad. *Modélisation et identification du comportement non linéaire des cales en caoutchouc*. Thèse de doctorat, Ecole Centre de Lyon, 2003.
- [Sage99] H. Sage, M. Mathelin, et E. Ostertag. «Robust control of robot manipulator : a survey». *International Journal of Control*, tome 72, n° 16, pages 1498–1522, 1999.
- [Salcudean99] S. Salcudean, K. Hashtrudi-Zaad, S. Tafazoli, S. DiMaio, et C. Reboulet. «Bilateral Matched-Impedance Teleoperation with Applications to Excavator Control». *Control Systems Magazine*, tome 19, n° 6, pages 29–37, décembre 1999.
- [Sastry97] S. Sastry, M. Cohn, et F. Tendick. «Millirobotics for remote, minimally-invasive surgery». *Journal of Robotic Systems*, 1997.
- [Schurr96] M. Schurr, H. Breitwieser, A. Melzer, W. Kunert, M. Schmitt, U. Voges, et G. Buess. «Experimental telemanipulation in endoscopic surgery». *Surgical laparoscopy & endoscopy*, 1996.
- [Sciavicco00] L. Sciavicco et B. Siciliano. *Modelling and Control of Robot Manipulators*. Springer, 2000.
- [Seraji94] H. Seraji. «Adaptive admittance control : an approach to explicit force control in compliant motion». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2705–2712. San Diego, CA, États-Unis, mai 1994.
- [sfr07] «Société Française de Radiologie», 2007. <http://www.sfrnet.org>.
- [Shadmehr94] R. Shadmehr et F. Mussa-Ivaldi. «Adaptive Representation of Dynamics during learning of a motor task». *The Journal of Neuroscience*, tome 14, n° 5, pages 3208–3224, Mai 1994.
- [Sheridan89] T. Sheridan. «Telerobotics». *Automatica*, tome 25, pages 487–507, 1989.
- [Simon01] D. Simon. «Kalman Filtering». *Embedded Systems Programming*, juin 2001.
- [Simone02] C. Simone et A. Okamura. «Modeling of Needle Insertion Forces for Robot-Assisted Percutaneous Therapy». Dans «IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2085–2091. Washington DC, États-Unis, 2002.
- [sir07] «Society of Interventional Radiology». Site internet, 2007. <http://www.sirweb.org/>.
- [Sirithanapipat02] T. Sirithanapipat. *Haptic interface control design for performance and stability robustness*. Thèse de doctorat, Université de Vanderbilt, Nashville, Tennessee, États-Unis, 2002.
- [Speich05] J. Speich, L. Shao, et M. Goldfarb. «Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system». *Mechatronics*, , n° 15, pages 1127–1142, 2005.
- [Stoianovici97] D. Stoianovici, J. Cadeddu, R. Demaree, H. Basile, R. Taylor, L. Whitcomb, et L. Kavoussi. «A Novel Mechanical Transmission Applied to Percutaneous Renal Access». *ASME Dynamic Systems and Control Division*, tome 61, pages 401–406, 1997.

- [Stoianovici98] D. Stoianovici, L. Whitcomb, J. Anderson, R. Taylor, et L. Kavoussi. «A modular surgical robotic system for image guided percutaneous procedures». Dans «International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention», tome 1496, pages 404–410. 1998.
- [Stoianovici03] D. Stoianovici, K. Cleary, A. Patriciu, D. Mazilu, A. Stanimir, N. Craciunoiu, V. Watson, et L. Kavoussi. «AcuBot : a robot for radiological interventions». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 927–930, octobre 2003.
- [Stoianovici07] D. Stoianovici, A. Patriciu, D. Petrisor, D. Mazilu, et L. Kavoussi. «A New Type of Motor : Pneumatique Step Motor». *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, tome 12, n° 1, pages 98–106, février 2007.
- [Taillant04] E. Taillant, J. Avila-Vilchis, C. Allegrini, I. Bricault, et P. C. P. «CT and MR compatible Light Puncture Robot : architectural design and first experiments». Dans «Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention», tome 3216, pages 145–152. 2004.
- [Tavakoli06] M. Tavakoli, R. Patel, et M. Moallem. «A haptic interface for computer-integrated endoscopic surgery and training». *Virtual Reality*, tome 9, pages 160–176, mars 2006.
- [Taylor95] R. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi, et J. Anderson. «A Telerobotic Assistant for Laparoscopic surgery». *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 279–288, mai/juin 1995.
- [Taylor06] R. Taylor. «A perspective on Medical Robotics». *Proceedings of IEEE*, tome 94, n° 9, pages 1652–1664, septembre 2006.
- [Tee04] K. Tee, E. Burdet, et C. C. and T.E. Milner. «A model of force and impedance in human arm movements». *Biological Cybernetics*, tome 90, pages 368–375, 2004.
- [Tognetti05] L. Tognetti. *Improved design and performance of haptic two-port networks through force feedback and passive actuators*. Thèse de doctorat, School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, janvier 2005.
- [Troccaz98] J. Troccaz, M. Peshkin, et B. Davies. «Guiding systems for computer-aided surgery : introduction synergistic devices and discussing the different approaches». *Medical Image Analysis*, tome 2, n° 2, pages 101–119, juin 1998.
- [Vilchis03] A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda, et F. Pellissier. «A New Robot Architecture for Tele-Echography». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 922–926, octobre 2003.
- [Villard04] C. Villard, L. Soler, A. Gangi, D. Mutter, et J. Marescaux. «Towards realistic radiofrequency ablation of hepatic tumors 3D simulation and planning...» Dans R. L. G. Jr, rédacteur, «SPIE, Medical Imaging 2004 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display», tome 5367, pages 586–595. San Diego, CA, États-Unis, 2004.
- [xit07] «Xitact IHP - Instrument Haptic Port». Site internet, 2007. <http://www.xitact.com/products/lap/>.

-
- [Yan96] J. Yan et S. Salcudean. «Teleoperation controller design using H_∞ -optimization with application to motion-scaling». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, tome 4, n° 3, pages 244–258, mai 1996.
- [Yen96] P.-L. Yen, R. Hibberd, et B. Davies. «A Telemanipulator System as an Assistant and Training Tool for Penetrating Soft Tissue». *Mechatronics*, tome 6, n° 4, pages 423–436, 1996.
- [Yokokohji94] Y. Yokokohji et T. Yoshikawa. «Bilateral control of master-slave manipulators for ideal kinematic coupling – Formulation and experiment». *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, tome 10, pages 605–620, 1994.
- [Zhu00] W.-H. Zhu et S. Salcudean. «Stability guaranteed teleoperation : an adaptive motion/force control approach». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 45, n° 11, pages 1951–1969, novembre 2000.
- [Ziegler42] J. Ziegler, N. Nichols, et N. Rochester. «Optimum Settings for Automatic Controllers». *Transactions of the A. S. M. E.*, pages 759–765, novembre 1942.

Résumé

Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions percutanées

La radiologie interventionnelle est une technique chirurgicale minimallement invasive qui permet d'atteindre des organes à traiter avec des aiguilles, guidées à partir d'images scanner. Bien que cette technique offre de nombreux avantages, l'exposition aux rayons X qu'elle occasionne est nocive pour le radiologue. Pour résoudre ce problème, nous avons développé un système de téléopération avec retour d'efforts. Son cahier des charges a été établi à partir d'expériences in-vivo, qui ont notamment conduit à la modélisation des forces lors d'une insertion. Le système développé répond aux contraintes liées à l'utilisation des rayons X et aux besoins des praticiens. Une étude approfondie a permis de déterminer la commande bilatérale la mieux adaptée à l'application. Pour améliorer la perception des efforts, deux approches ont été étudiées. La première est une synthèse automatique de la commande en effort côté maître. La seconde vise à accroître la sensation de passage entre les tissus.

Mots-clés : robotique médicale, téléopération, modélisation de tissus.

Abstract

Force feedback teleoperation for percutaneous interventions

Interventional radiology is a minimally-invasive surgical technique, which allows to reach internal organs with a needle, thanks to CT-scan guidance. It has several benefits in comparison with classical surgery but, unfortunately it also expose the radiologists to harmful X-rays. To cope with this problem, we have developed a force-feedback teleoperation system. Its specifications have been established from in vivo experiments, which have also been used to model the interaction forces during needle insertion. The proposed teleoperation system is consistent with the constraints of CT-images and the needs of practitioners. We have studied several bilateral structures and determined the best one for the application. To enhance the haptic perception, we have developed two methods. The first one is based on the automatic tuning of the force controller at the master side. The second method is an algorithm to detect and enhance transitions during the insertion.

Keywords : medical robotics, teleoperation, soft tissue modeling.