



HAL
open science

Télé-échographie robotisée

Adriana Vilchis-Gonzales

► **To cite this version:**

Adriana Vilchis-Gonzales. Télé-échographie robotisée. Autre [q-bio.OT]. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2003. Français. NNT: . tel-00005425

HAL Id: tel-00005425

<https://theses.hal.science/tel-00005425>

Submitted on 22 Mar 2004

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.

Remerciements

Je tiens à remercier Monsieur Agustin LUX, d'avoir accepté la présidence de mon jury de thèse. Monsieur Etienne DOMBRE et Monsieur Michel De MATHELIN d'avoir accepté de rapporter ce travail. Monsieur Marc ALTHUSER d'avoir accepté d'examiner ce travail et d'avoir collaboré avec moi lors des examens échographiques.

Je tiens à remercier Madame Jocelyne TROCCAZ et Monsieur Philippe CINQUIN pour avoir encadré mon travail durant ces quatre années de thèse et pour l'accueil qu'ils m'ont réservé au sein de leur équipe.

Un grand merci à Monsieur Bertrand TONDU pour son aide invaluable qui m'a permis de mieux comprendre la théorie concernant les muscles artificiels.

Merci aussi aux membres des projet TER et VTHD avec les quels j'ai partagé des connaissances enrichissantes.

De même, je remercie tous ceux qui m'ont permis de passer d'agréables moments au sein du laboratoire, en particulier aux thésards de l'équipe GMCAO.

Merci Sonia pour ton soutien et tes corrections à mon manuscrit et spécialement pour ton amitié.

Je tiens à remercier l'UAEM (Universidad Autónoma del Estado de México) pour son soutien à travers le PROMEP et au CONACYT México car leur appui financier m'a permis de mener a bien mon programme doctoral.

Je remercie de manière spéciale à ceux qui ont été mon plus grand soutien durant ces dernières années, Juan Carlos, Carlos Rodrigo et José Roberto.

Résumé

Ce mémoire concerne la télé-échographie robotisée, vue comme un ensemble de plusieurs modules (poste maître, poste esclave, communication, image, visio-conférence, retour haptique, etc.). Le travail s'inscrit dans le cadre de la conception, du développement et de l'évaluation d'un tel système et concerne plus spécialement le poste esclave. Une présentation générale de la télé-échographie robotisée est fournie afin d'ensuite se focaliser sur l'architecture du robot esclave dont deux prototypes TER1 et TER2 sont présentés. Le robot porte-sonde possède 6ddl (degrés de liberté). Le premier prototype peut être considéré comme un robot parallèle ayant une structure pour la translation du robot et une autre pour son orientation. Le deuxième prototype est considéré comme un robot hybride dont la structure pour la translation est un sous-système parallèle et celle de l'orientation peut être considérée comme une structure série. Les deux prototypes sont des robots non rigides avec transmission par câbles. Le cœur de ce travail concerne cette nouvelle architecture qui est proposée tout en respectant les consignes de légèreté, compliance et portabilité. En effet, un des objectifs de ce système est de pouvoir être utilisé là où d'habitude il n'existe pas d'experts médicaux qui puissent réaliser l'examen échographique. Un modèle géométrique inverse est développé pour chaque prototype afin de déduire les longueurs des câbles dont on peut déduire les déplacements (translation et orientation) du robot sur le corps du patient. Pour le premier prototype, une loi de commande du type PIDA (Proportionnelle, Intégrale et Dérivée avec un terme d'Anticipation) est utilisée. Le robot TER2 utilise une commande articulaire en boucle fermée. Des tests et des expériences in-vitro et in-vivo ont été réalisés et sont présentés dans ce mémoire, incluant des expériences locales et à distance (Grenoble-Toulouse, Grenoble-Brest, Grenoble-Toulon). Des résultats encourageants et l'avis favorable des médecins pour l'utilisation de ce type de système lors des expériences ont été obtenus.

Mots Clés: Télé-échographie, Télé-médecine, Robot Parallèle, Muscle Artificiel.

Abstract

This report concerns robotic tele-echographic systems seen as a set of many kinds of modules (master site, slave site, communications, image, video conference, haptic systems, etc.). This work takes place in the context of the design, development and evaluation of a such system and is aimed at the slave site realization. A general presentation of robotic tele-echography is provided before focusing on two prototypes

evaluation TER1 and TER2 of the slave robot architecture. The slave robot has 6 dof (degrees of freedom). The first prototype is considered as a parallel robot with a first structure for the translation motion and a second one for its orientation. The second prototype is a hybrid robot with the translation structure as a parallel one and the orientation structure considered a serial robot. Both prototypes are non rigid cable-driven robots. The heart of this work concerns this new architecture that is provided to respect compliance, lightness and portability constraints. In fact, one of the objectives of this system is to be used where no medical experts are available to carry out the echographic exam. An inverse geometrical model is developed for each prototype to determine the cables lengths that provide displacements (translation and orientation) of the robot over the patient's body. For the first prototype a control law of the PIDA kind (proportional, integral, derivative with anticipation term) is used. The TER2 robot uses a closed loop joint control too. In-vitro and in-vivo experiments and evaluations have been done and are presented in this report. Experiments were local and long distance (Grenoble-Toulouse, Grenoble-Brest, Grenoble-Toulon). Promising results and the approval of doctors to use this kind of system have been obtained during the experiments.

Key words: Tele-echography, Tele-medicine, Parallel Robot, Artificial muscle.

Table des matières

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Introduction | 11 |
| 1.1 | Problématique | 11 |
| 1.2 | Définition et objectifs du projet TER | 12 |
| 1.3 | Objectifs de la thèse | 14 |
| 2 | État de l'Art | 17 |
| 2.1 | GMCAO | 18 |
| 2.2 | Robotique médicale | 20 |
| 2.3 | Robots parallèles en médecine | 21 |
| 2.4 | Télé-médecine | 26 |
| 2.5 | Télé-échographie | 30 |
| 3 | Spécification de l'Architecture du Système TER | 41 |
| 3.1 | Échographie | 41 |
| 3.1.1 | Objectifs de l'examen d'échographie obstétrique. | 42 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 3.1.2 | Description de l'examen d'échographie obstétrique | 43 |
| 3.1.3 | Objectif de l'examen d'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) | 48 |
| 3.1.4 | Description de l'examen d'échographie pour les anévrismes de l'aorte abdominale | 49 |
| 3.2 | Cahier des charges du système TER | 53 |
| 3.3 | Définition de l'architecture du système TER | 55 |
| 4 | Robot Porte-Sonde TER | 61 |
| 4.1 | Configuration du robot esclave (partie translation) | 62 |
| 4.2 | Robot porte-sonde TER1 | 64 |
| 4.2.1 | Composantes mécaniques et électroniques | 67 |
| 4.2.2 | Architecture logicielle | 69 |
| 4.2.3 | Modélisation géométrique inverse | 73 |
| 4.2.4 | Système de commande | 80 |
| 4.2.5 | Génération de trajectoires | 86 |
| 4.2.6 | Etalonnage des composantes du robot | 88 |
| 4.2.7 | Test et expérimentation | 93 |
| 4.3 | Robot porte-sonde TER2 | 95 |
| 4.3.1 | Test et expérimentation | 102 |
| 5 | Intégration du Système | 105 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 5.1 | Composants matériels et logiciels du système TER | 107 |
| 5.2 | Travaux développés par les partenaires dans le cadre du projet TER . . | 109 |
| 5.2.1 | Environnement virtuel haptique pour la Télé-échographie | 110 |
| 5.2.2 | Module de communication | 112 |
| 5.2.3 | Image échographique | 113 |
| 5.2.4 | Visio-conférence | 114 |
| 5.2.5 | Interface Homme-Machine du système TER | 114 |
| 5.2.6 | Sécurité | 117 |
| 5.3 | Fonctionnement général du système TER | 119 |
| 5.4 | Expérimentations | 121 |
| 5.4.1 | Système TER1 | 121 |
| 5.4.2 | Système TER2 | 123 |
| 5.4.3 | Validation clinique système TER2 | 124 |
| 6 | Conclusions et Perspectives | 127 |
| 6.1 | Conclusions | 127 |
| 6.2 | Perspectives | 130 |
| A | Principes d'Échographie | 141 |
| A.1 | Ultrasons | 142 |
| A.2 | Principe de fonctionnement de la sonde | 143 |

| | | |
|-------|---|-----|
| A.3 | Formation de l'image | 144 |
| A.3.1 | Caractéristiques du milieu | 144 |
| A.3.2 | Réflexion | 145 |
| A.3.3 | Réfraction | 145 |
| A.3.4 | Réflexion diffuse-dispersion | 146 |
| A.3.5 | Atténuation | 146 |
| A.3.6 | Reconstruction de l'image échographique | 147 |
| A.4 | Représentation de l'image ultra-sonore | 148 |
| A.4.1 | Mode A | 148 |
| A.4.2 | Mode B | 148 |
| A.4.3 | Mode M ou TM | 149 |
| A.5 | Types de sondes | 150 |
| A.5.1 | Sondes linéaire et linéaire courbe | 150 |
| A.5.2 | Sondes à balayage | 151 |
| A.5.3 | Balayage mécanique | 152 |
| A.5.4 | Balayage électronique | 153 |

B Anévrisme de l'Aorte Abdominale **155**

| | | |
|-----|---|-----|
| B.1 | Imagerie d'anévrisme de l'aorte abdominale | 156 |
| B.2 | Traitement de l'anévrisme de l'aorte abdominale | 158 |

| | | |
|----------|---|------------|
| C | Muscle Artificiel | 161 |
| D | Contrôle TER1 | 167 |
| D.1 | Asservissement des muscles artificiels de la translation | 167 |
| D.1.1 | Structure fonctionnelle de l'asservissement | 167 |
| D.1.2 | Structure du correcteur PIDA | 169 |
| D.2 | Asservissement des muscles artificiels pour l'orientation | 172 |
| D.2.1 | Structure fonctionnelle de l'asservissement | 172 |
| D.2.2 | Structure du correcteur PID | 173 |
| E | Questionnaires | 175 |
| E.1 | Questionnaire Médecin | 175 |
| E.2 | Questionnaire Patient | 178 |
| E.3 | Réponses aux questionnaires des médecins | 181 |

Chapitre 1

Introduction

1.1 Problématique

L'échographie est un moyen d'imagerie fortement utilisé dans le milieu médical. Son principe repose sur l'exploration du corps humain à l'aide d'ondes ultra-sonores envoyées à l'intérieur du corps grâce à une sonde échographique. Ces ondes sont réfléchies vers l'appareil d'échographie par les interfaces présentes dans la structure anatomique, permettant la construction d'une image 1D, 2D, 3D ou 4D. Cet examen est inoffensif, non-invasif, relativement précis et riche en informations morphologiques et fonctionnelles. Le coût relativement peu élevé de cet examen a rendu son usage courant à des fins de diagnostic ou d'intervention.

C'est de l'interaction entre la sonde et le corps du patient que naît l'image. Le médecin peut interpréter cette image grâce à la connaissance de la manière dont la sonde a été déplacée sur le patient et éventuellement aux images voisines (temporellement ou spatialement). Pour cela l'échographie est un examen dépendant de l'opérateur qui demande un long apprentissage, des connaissances très spécifiques et une bonne coordination sensori-motrice. Ainsi dans le domaine de l'angiologie, pour la détection de thromboses veineuses des membres inférieurs, on évalue à environ 1000 le nombre d'examens pratiqués nécessaires à la formation d'un opérateur qualifié, dont la moitié requiert la présence d'un senior expérimenté. L'examen échographique est un examen qui a besoin de personnel qualifié (expert) avec une pratique suffisamment constante, mais dans certaines circonstances telles que la taille de la clinique, l'impossibilité pour

le patient de se déplacer (femme enceinte, personne âgée, etc), une situation d'urgence ou des conditions extrêmes (explorations spatiales, sous-marines, etc), il n'est pas toujours possible d'avoir le personnel nécessaire pour réaliser l'examen. Pour répondre à ces problèmes, le projet **T**élé-**E**chographie **R**obotisée (TER) a été créé, en basant ses principes sur la télé-médecine.

La télé-médecine naît en effet de la rencontre entre les télécommunications et la médecine. La télé-consultation naît avec le besoin de communiquer des données médicales entre médecins éloignés des grands centres hospitaliers pour obtenir l'avis de spécialistes. La communication peut avoir lieu via les réseaux de communication modernes (Internet, Réseau Numérique à Intégration de Service -ISDN-, Asymétrique Digital Subscriber Line -ADSL-, via Satellite, etc.).

La télé-échographie a pour objectif la réalisation d'un diagnostic à distance à partir d'examens échographiques, en utilisant les réseaux de communication mentionnés précédemment. Quelques exemples de télé-échographie sont déjà mis en place, par exemple: Telurge et Loginat à Lille¹, ou la télé-écho-cardiographie à Dijon. Ces exemples seront expliqués plus en détail dans la section 2.5. Aux Etats Unis, la télé-échographie est en fonctionnement depuis quelques années². En France, il existe des sites Internet qui permettent d'avoir l'avis d'un spécialiste (Télé-consultation³).

La **télé-échographie robotisée** peut être définie comme la réalisation à distance d'examens d'échographie dans lesquels le médecin manipule une sonde virtuelle pour contrôler un robot d'échographie. Elle a pour objectif de redonner une place de choix au geste dans la réalisation de l'échographie. Pour contrôler ce type de système il est recommandable d'avoir un retour d'effort (flux haptique) qui permette à l'opérateur d'avoir la sensation du poids ou de la consistance d'un objet virtuel lors de sa manipulation ou dans le cas particulier de l'échographie, de sentir la pression qu'il exerce avec la sonde réelle distante sur le corps du patient.

1.2 Définition et objectifs du projet TER

Le but du projet est de fournir une solution fiable pour la pratique d'examens échographiques de qualité en utilisant un robot dans des régions géographiques éloignées

1. www.sante.gouv.fr/htm/dossiers/telemed/tele_eval/22.htm

2. www.dr Diaz.com/telesonography.shtml

3. www.gyneweb.fr

ou pour des scénarios d'urgence, tout en conservant chez l'opérateur les mêmes réflexes proprioceptifs de contrôle de la sonde. Dans un premier temps le système a été développé pour la réalisation d'examens échographiques de la femme enceinte et plus généralement dans le cadre d'examens thoraco-abdominaux⁴. Des patients présentant un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) seront examinés dans le cadre de la validation clinique du système. Le système étant générique il est envisageable de réaliser d'autres types d'examens (par exemple membres inférieurs, carotides) en modifiant légèrement l'architecture mécanique pour le robot TER.

Le projet TER cherche à démontrer la faisabilité, la performance et l'acceptabilité de la télé-échographie et du télé-geste dans un environnement médical. Les conditions spécifiques du système de télé-échographie qui doivent être remplies dans le cadre du projet TER sont:

- La fiabilité du système.
- La bonne qualité des images échographiques affichées.
- La commande de la sonde distante avec proprioception pour des gestes fins et lents.
- La synchronisation du geste et de l'image échographique.
- La facilité d'utilisation.

Les *objectifs médicaux* peuvent être définis de la façon suivante:

- Améliorer la prise en charge médicale des pathologies qui requièrent la réalisation de l'examen échographique.
- Permettre à un échographiste d'abolir les distances, et de réaliser l'échographie dans des conditions de qualité comparables à celles qui prévaudraient s'il était au contact de son patient.

Les *objectifs scientifiques* sont orientés de façon à fournir à l'opérateur les informations pertinentes pour abolir la distance et contrôler un environnement complexe afin de réaliser l'examen dans des conditions de qualité acceptables. Il s'agit donc de:

- Concevoir une architecture de robot compliant.

4. Par la suite, le mot "patient" sera utilisé de manière générale et il concernera la femme enceinte lors que l'application sera obstétrique.

- Concevoir des systèmes de communication adéquats.
- Concevoir une interface utilisateur ergonomique.

1.3 Objectifs de la thèse

Ce travail de thèse à été réalisé dans le cadre du projet TER. Il est orienté vers **la conception et le contrôle du robot de télé-échographie**. Ces aspects constituent le coeur du travail de la thèse reportée dans ce mémoire où j’essaie de répondre aux objectifs suivants:

1. Proposer une architecture robotique compliant et fiable à contrôler, adaptée à la télé-échographie robotisée.
2. Développer les algorithmes nécessaires pour contrôler l’architecture robotique.
3. Démontrer la faisabilité et la viabilité du *système robotique*.
4. Participer à l’intégration et à la validation globale du système.

Ce mémoire a été organisé de la façon suivante.

L’état de l’art concernant les gestes médicaux assistés par ordinateur, la robotique médicale et la télé-médecine est abordé dans le **chapitre 2** où une étude plus approfondie sur les systèmes de télé-échographie est faite.

Dans le **chapitre 3**, une première partie est consacrée à la présentation de l’examen d’échographie, plus précisément à l’échographie pour les femmes enceintes et à l’échographie des anévrismes de l’aorte abdominale (AAA) afin d’établir les besoins auxquels le système robotisé qui sera proposé devra répondre. L’architecture générale du système TER est présentée dans la deuxième partie de ce chapitre où les composantes du système maître et esclave sont identifiées et décrites d’une façon globale.

Le **chapitre 4** est consacré au système robotique. Sa description mécanique est présentée ainsi que les lois de commande utilisées. Les problèmes et améliorations du système mécanique et de la commande sont abordés à la fin de ce chapitre.

Dans le **chapitre 5** l’intégration du système est présentée, les travaux réalisés par les partenaires sont décrits et les résultats in-vitro et in-vivo du système TER sont

montrés.

Enfin dans le **chapitre 6** les résultats obtenus sont discutés. Les conclusions sont présentées et des perspectives à ce travail sont proposées.

Des informations complémentaires sur les principes d'échographie (A), sur l'anévrisme de l'aorte abdominale (B), les muscles artificiels (C), le contrôle du robot porte-sonde TER1 (D) et les questionnaires (E) utilisés lors des expérimentations à destination du patient et médecin figurent en Annexe.

Chapitre 2

État de l'Art

Dans le domaine de la robotique médicale, les systèmes réalisés dans les dernières années sont des systèmes complexes, qui font appel à plusieurs disciplines (mécanique, électronique, informatique, médecine, communications, etc.). Ce chapitre décrit l'état de l'art des systèmes développés dans ce domaine. Dans la section 2.1 une description de la méthodologie utilisée dans la chirurgie assistée par ordinateur est donnée en soulignant les avantages que le couplage médecin-robot peut avoir par rapport à la chirurgie conventionnelle. Dans la section 2.2 quelques exemples de robots (prototypes de laboratoire ou systèmes commercialisés) développés pour être utilisés en milieu hospitalier sont présentés. Il est important de mentionner que, malgré une quantité relativement importante de systèmes robotiques développés, peu d'entre eux sont utilisés de façon quotidienne au bloc opératoire, en raison de certaines réticences des chirurgiens, d'une valeur ajoutée clinique parfois discutable et de leur coût souvent élevé. Dans la section 2.3, plusieurs exemples sont décrits afin d'illustrer l'évolution des architectures robotiques s'adaptant aux applications médicales. Dans la section 2.4 quelques définitions de télé-médecine sont données et des exemples de ce type de systèmes sont présentés. Dans la section 2.5 les travaux réalisés dans le domaine de l'échographie robotisée sont discutés et un tableau résume les caractéristiques principales de chaque système.

2.1 GMCAO

Les GMCAO (Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) (CAMI de l'anglais *Computer Aided Medical Intervention*) sont une discipline dans laquelle le chirurgien peut bénéficier d'une assistance technique, en combinant des outils robotiques et des systèmes de guidage 3D utilisant des techniques d'imagerie avant, pendant et après une intervention. Il ne s'agit pas de remplacer le chirurgien, celui-ci reste responsable de tous les aspects de la chirurgie; il contrôle les robots éventuels pour les utiliser pendant l'intervention soit en les supervisant, soit de façon plus coopérative.

Une description de la méthodologie GMCAO définit en trois phases une intervention chirurgicale assistée par ordinateur (Lavallée et Cinquin 1990):

- **Perception** correspond à une acquisition de données multi-modales effectuée en pré, per ou post opératoire à l'aide d'un système d'imagerie (scanner, IRM, tomodensitométrie, radiologie, échographie, etc.).
- **Décision/Planification** est la définition d'une stratégie opératoire grâce à l'exploitation et la mise en correspondance des données multi-modales.
- **Action** correspond à la réalisation effective de la tâche planifiée à l'aide d'un système de guidage. Les systèmes de guidage peuvent se classer en 3 catégories:
 - *Systèmes Passifs*. Ils donnent au chirurgien des informations lui permettant de comparer la tâche courante à la tâche planifiée avec des données médicales; on distingue parmi ces systèmes les localisateurs (dispositifs de localisation spatiale de l'outil, de type mécanique, optique, magnétique, etc.) et des interfaces utilisateur (matérialisation de l'outil sur une station de travail: navigateurs, systèmes de visées, systèmes de réalité augmentée, etc.). Le chirurgien doit interpréter ces informations pour guider son geste. Trois systèmes de ce genre sont illustrés par (Adams *et al.* 1990), (Bricault 1997) et (Peuchot *et al.* 1995).
 - *Systèmes Semi-Actifs*. Ils matérialisent dans l'espace physique la stratégie opératoire planifiée. L'outil chirurgical peut être guidé par un laser, un guide mécanique, ou porté par un robot. Durant les phases critiques, la puissance des actionneurs est coupée. Le geste reste effectué par le chirurgien, qui a un nombre de degrés de liberté réduit. (Lavallée *et al.* 1992), (Fortin *et al.* 1995) et (Götte *et al.* 1996) peuvent être comptés parmi les systèmes semi-actifs.
 - *Systèmes Actifs*. Ils réalisent de façon autonome une partie de la stratégie opératoire planifiée et sont équipés d'actionneurs et de capteurs. Avec ce

type de systèmes, le rôle du chirurgien est de superviser certaines phases du geste effectuées automatiquement. On peut distinguer deux classes de systèmes actifs : les robots à architecture générique et les robots à architecture spécifique. (Kazanzides *et al.* 1996), (Stoianovici 1997) et (Carroza *et al.* 1997) peuvent être cités comme exemples de tels systèmes.

Les hommes (ici les chirurgiens) ainsi que les robots ont des capacités et des limitations innées qui en se combinant peuvent permettre d'améliorer la performance de réalisation d'une activité. Le tableau 2.1 inspiré de (Taylor *et al.* 1996) montre ces capacités et limitations. Le but final est d'obtenir une relation entre chirurgien et robot de façon à exploiter les capacités de l'un et de l'autre pour mieux exécuter une tâche que aucun des deux acteurs ne peut le faire séparément.

| | <i>Capacités</i> | <i>Limitations</i> |
|---------|---|---|
| Humains | <ul style="list-style-type: none"> - Bon jugement - Forte coordination œil-main - Intégration d'informations diverses - Très flexible et adaptable - Capable d'utiliser de l'information qualitative - Hautement évolué - Apprentissage rapide - Haut niveau de communication | <ul style="list-style-type: none"> - Tremblement - Fatigue - Manipulation et dextérité limitées - Précision limitée - Problème d'asepsie - Sensible aux infections et radiations |
| Robots | <ul style="list-style-type: none"> - Bonne précision - Infatigable et stable - Tailles différentes - Immunisé aux infections - N'est pas affecté par les radiations - Capable d'incorporer des détecteurs chimiques, de force, acoustiques etc. | <ul style="list-style-type: none"> - Capacité de jugement très réduite - Coût généralement élevé - Apprentissage difficile - "Impénétrable" (de type "boîte noire") - Capacité limitée pour exécuter des contrôles complexes et des tâches avec coordination œil-main |

TAB. 2.1 – Capacités et limitations des humains et des robots.

2.2 Robotique médicale

Un robot médical est un système complexe incluant une structure mécanique, une interface homme-machine (IHM), des composants électroniques et un contrôleur logiciel. Au cours des vingt dernières années, différents robots médicaux ont été proposés; souvent basés sur l'adaptation des robots industriels existants. Par exemple dans (Kazanzides *et al.* 1996) un robot IBM SCARA 7576 a été utilisé pour réaliser une opération d'arthroplastie sur la hanche; (Kienzle *et al.* 1995) utilisent un PUMA 560 pour le placement de prothèse des genoux et (Drake *et al.* 1991) utilisent un PUMA 200 pour la résection des tumeurs du cerveau. De même le robot d'orthopédie CASPAR (Grueneis *et al.* 1999) est basé sur l'architecture du robot Stäubli RX. Divers robots spécifiques (prototype expérimental et/ou produit commercial) sont apparus dans le milieu médical (voir tableau 2.2), mais encore peu d'entre eux sont utilisés couramment dans les blocs opératoires.

| <i>Système</i> | <i>Application Chirurgicale</i> | <i>Référence</i> |
|----------------------------------|---------------------------------|-------------------------|
| Acrobot (Imperial College) | Orthopédie | Davies <i>et al.</i> |
| AESOP 3000 (Computer Motion) | Endoscopie | Kavaussi <i>et al.</i> |
| CASPAR (Universal Robot Systems) | Orthopédie | Grueneis <i>et al.</i> |
| Da Vinci (Intuitive Surgical) | MIS* | Guthart et Salisbury |
| EndoAssist (Armstrong) | Endoscopie | Aiono <i>et al.</i> |
| Minerve (EPFL) | Neurochirurgie | Glauser <i>et al.</i> |
| Neuromate (ISS)+ | Neurochirurgie | Li <i>et al.</i> |
| PADyC (TIMC) | Ponction péricardique | Schneider <i>et al.</i> |
| PathFinder (Armstrong) | Neurochirurgie | Finlay et Morgan |
| ROBODOC (ISS) | Orthopédie | Taylor <i>et al.</i> |
| ROBOSCOPE (Imperial College) | Neuro-Endoscopie | Auer <i>et al.</i> |
| SCALPP (SINTERS/LIRMM) | Prélèvement cutané | Duchemin <i>et al.</i> |
| Zeus (Computer Motion) | MIS | Ducko <i>et al.</i> |

* Chirurgie Minimalement Invasive.

+ Integrated Surgical Systems.

TAB. 2.2 – Exemples de robots chirurgicaux.

Diverses classifications des robots ont été faites suivant leur champ d'application, leur mécanisme, la technologie utilisée, ou le degré d'autonomie qu'ils laissent au chirurgien. Dans l'absolu ces classifications sont assez proches les unes des autres.

Les robots utilisés pour renforcer l'habileté du chirurgien pendant les opérations sont appelés **Robots Chirurgicaux**. L'intérêt principal de développer ce type de robots est la grande précision qu'ils peuvent avoir. Deux rôles importants des robots chirurgicaux peuvent être mis en évidence (Taylor *et al.* 1996):

- Le premier est d'optimiser et d'étendre l'utilisation des habiletés chirurgicales humaines lors de procédures mini-invasives, endoscopiques ou de microchirurgie.
- Le deuxième est de fournir et/ou améliorer des gestes plus conventionnels (précision, contrôle de l'effort, etc) des chirurgiens.

2.3 Robots parallèles en médecine

Étant donné que l'architecture proposée du système robotique TER peut être considérée comme celle d'un robot parallèle, il est important de mentionner quelques éléments sur les applications de ce genre d'architecture en médecine. La conception de nouveaux robots médicaux s'oriente vers le développement de microrobots et robots de taille moyenne pour les applications médicales en utilisant les structures parallèles et en essayant de mieux répondre aux besoins des chirurgiens. Les structures parallèles sont plus rigides et plus compactes que celles des robots série (robots classiques - bras manipulateurs) et également plus précises. Elles sont conçues pour évoluer dans un espace de travail limité ce qui représente un avantage de sécurité dans certaines applications médicales. Dans ce qui suit quelques exemples de robots parallèles en médecine sont présentés.

- Le robot Surgiscope, une application du robot Delta (Clavel 1988) dans le domaine médical a été développée par l'entreprise Elekta (voir figure 2.1). Le Surgiscope (Lueth et Bier 1999), est un système robotisé spécialement dédié à la neurochirurgie son développement a débuté en 1987. Il est constitué de deux modules, un porte-microscope et un système de neuronavigation basé sur des images de résonance magnétique (IRM) ou sur des images de tomodensitométrie (CT, de l'anglais *Computed Tomography*). Le système a pour but de faciliter la manipulation du microscope opératoire utilisé lors d'interventions en neurochirurgie. Il s'agit d'un porte-microscope situé au-dessus d'une table d'opération. Le contrôleur compense l'effet de la gravité sur l'appareil porté. Le microscope peut également être positionné par le robot sur un point précis en fonction des informations reçues d'un système de diagnostic (scanner par exemple).



FIG. 2.1 – Système surgiscope.

- Dans (Brandt *et al.* 1997) les auteurs décrivent l'utilisation d'un robot motorisé compact pour la chirurgie orthopédique (CRIGOS). L'architecture du robot proposée est celle d'un robot parallèle du type plate-forme de Stewart (Stewart 1965), surmontée de porte-outils spécifiques. Le robot a 6 ddl et permet d'adapter l'espace de travail à la région réduite d'intervention. La figure 2.2 montre le prototype du robot. Le robot est intégré dans un système de guidage pour la chirurgie orthopédique. Les tests de précision effectués ont donné de bons résultats et des tests sur pièces anatomiques étaient prévus dans cette publication de 1997.



FIG. 2.2 – Robot CRIGOS.

- Robot parallèle d'Orsay (voir figure 2.3). Ce robot a été utilisé pour le positionnement des patients lors de traitements de tumeurs en radiothérapie. La protonthérapie est basée sur l'utilisation de systèmes d'irradiation (faisceau 3D) de précision élevée. Cette précision doit être maintenue pendant toute la procédure, de l'acquisition de données au traitement. L'installation quotidienne du patient peut être faite avec une répétabilité sub-millimétrique si un système de vérification (par exemple des images orthogonales de rayons X et/ou des images portiques) est combiné avec un système précis de positionnement du patient.

Une chaise a été montée sur un robot parallèle à six actionneurs (moteurs pas à pas) contrôlé par ordinateur. Le robot permet de positionner et d'orienter (6ddl) le patient. Les translations et trois rotations ($\pm 15^\circ$) sont combinées avec une rotation de 360° autour d'un axe vertical en permettant d'obtenir toutes les incidences possibles autour de la tête du patient. Le robot a une répétabilité de $(1/10) \text{ mm}$ et $(1/10)^\circ$ pour chaque axe indépendamment de la charge.

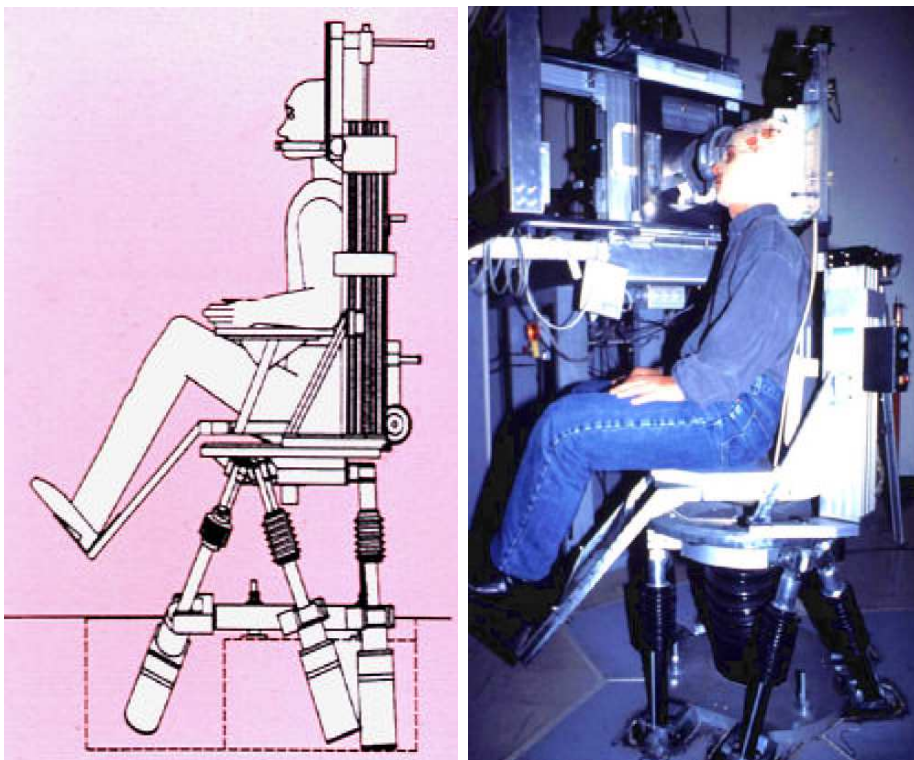


FIG. 2.3 – (gauche)-Diagramme schématique du robot. (droite)-Robot de positionnement en radiothérapie.

- Un micromanipulateur pour la microchirurgie de la rétine a été développé (Jensen *et al.* 1997). Le robot est un robot parallèle à 6 ddl basé sur l'architecture d'une plate-forme de Stewart (Stewart 1965). Le robot (voir figure 2.4) positionne de façon sub-micrométrique un instrument dans l'environnement contraint de l'oeil. La position de l'instrument est contrôlée par l'utilisateur au moyen d'une "track-ball". Une validation clinique a été réalisée sur des chats. Cinquante vaisseaux de la rétine ont été traités pour la mesure de pression et de l'injection d'un médicament en utilisant le robot qui est actuellement un prototype de laboratoire.

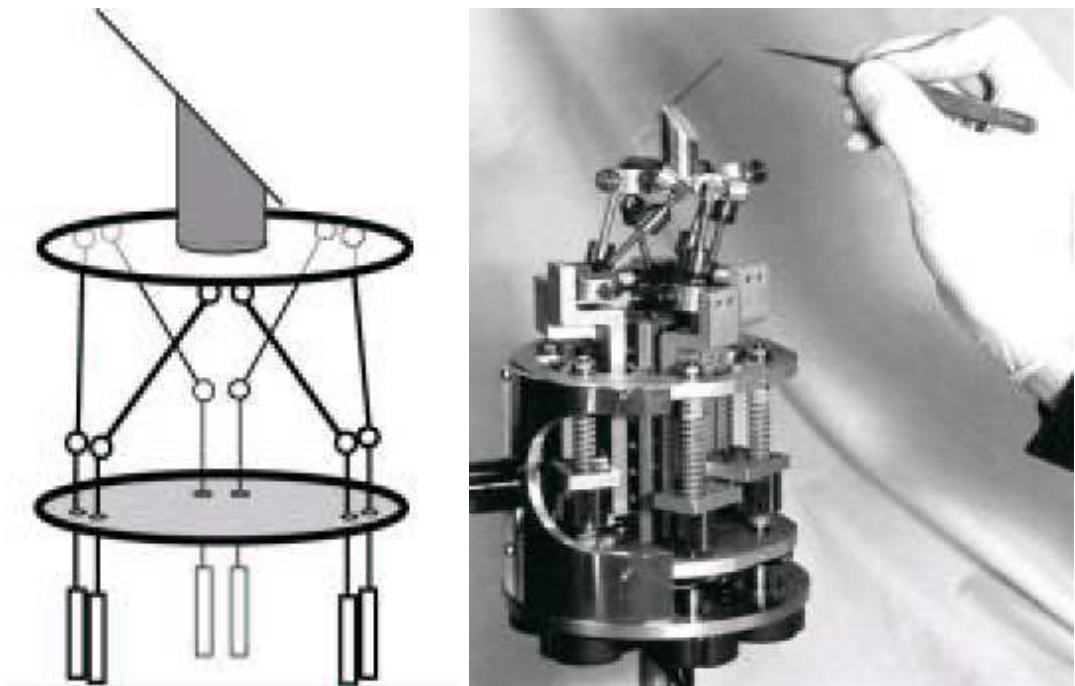


FIG. 2.4 – (gauche)-Diagramme schématique du robot. (droite)-Robot pour la microchirurgie de la rétine.

- Dans (Wendlandt et Sastry 1994) les auteurs décrivent la conception d'un robot parallèle pour l'endoscopie appelé endo-plateforme (figure 2.5). L'architecture du robot est basée sur l'architecture de la plate-forme de Stewart (Stewart 1965) mais les auteurs l'ont simplifiée pour l'appliquer à l'endoscopie. Le robot permet au chirurgien de ré-orienter et re-positionner l'endoscope d'une façon précise, avec 3 ddl (2 pour la translation et 1 pour l'orientation). Le robot est actionné par câbles et il demeure pour l'instant à l'état de prototype de laboratoire.

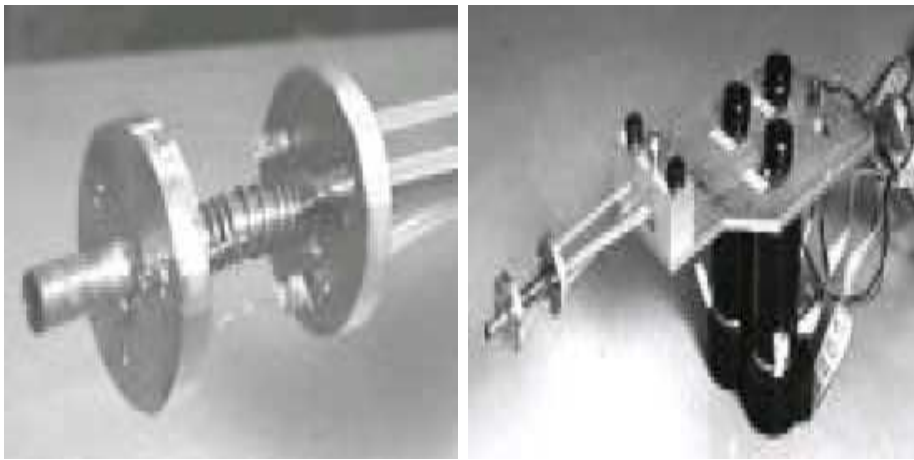


FIG. 2.5 – Robot pour l'endoscopie.(gauche)-Endo-plateforme. (droite)-Système de câbles.

- Dans (Merlet 2002) l'auteur décrit un micro-robot avec une structure parallèle à 3 ddl (1 translation et deux orientations) qui permet de positionner un instrument chirurgical (endoscope) avec une meilleure précision que les systèmes classiques (voir figure 2.6). Le système permet au chirurgien de sentir partiellement l'amplitude de force exercée. Les premières validations cliniques du système seront faites en endoscopie sur des animaux. Le système est un prototype de laboratoire.



FIG. 2.6 – Système MIPS.

- Le système URS-Evolution 1¹

La plupart des systèmes robotiques parallèles présentés sont basés sur des architectures conventionnelles en robotique parallèle (plate-forme de Stewart, hexapode, delta). Certains systèmes sont développés pour la chirurgie minimallement invasive.

1. www.ursgrant.com est composé d'un robot appelé HexapodZ (voir figure 2.7). Il s'agit d'un robot parallèle 6ddl avec un axe linéaire Assisted Planification and Positioning Application). Le robot est un système industriel qui est utilisé lors d'interventions neurochirurgicales.

Parmi ces systèmes il existe des petits robots dont la taille fait quelques centimètres (robot MIPS). Cependant la plupart des systèmes restent lourds et encombrants (e.g. Surgiscope, URS-Evolution 1). A la connaissance de l'auteur de ce mémoire, parmi les systèmes présentés ci-dessus, le seul système utilisé actuellement dans le bloc opératoire est le système Surgiscope et le seul système commercialisé est le robot URS-Evolution 1. Les autres systèmes sont des prototypes de laboratoire. Le robot utilisé pour le traitement en radiothérapie propose une utilisation originale (le patient est placé sur le robot).

La motivation essentielle du choix d'une architecture parallèle semble avoir été pour tous ces systèmes la rigidité et la précision. Nous resituerons un peu plus loin les choix architecturaux du robot TER qui se distinguent assez largement des systèmes décrits ci-dessus.

2.4 Télé-médecine

La télé-médecine est une pratique médicale s'appuyant sur de nouveaux outils. En utilisant les moyens de télécommunications, téléphones, lignes spécialisées, satellites, etc., les médecins échangent des informations, effectuent des consultations et inter-

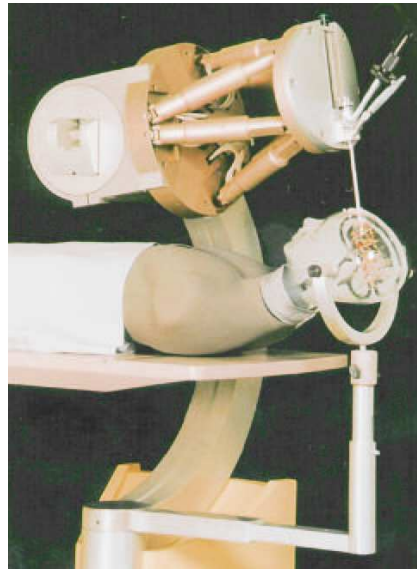


FIG. 2.7 – Robot URS-Evolution 1.

prêtent des images médicales. Cette nouvelle technique permet d'abolir les distances et d'éviter les déplacements et hospitalisations parfois inutiles, et ceci afin de réaliser l'acte médical le plus approprié dans un environnement favorable.

En Télé-médecine, on peut distinguer les applications suivantes :

- **Télé-consultation.** Elle comprend la consultation, le diagnostic et le suivi du patient à distance. La télé-consultation naît avec le besoin de communiquer des données médicales entre médecins qui sont loin de grands centres hospitaliers pour obtenir l'avis de médecins spécialistes. La communication peut avoir lieu via les réseaux existants. Des images digitales telles que des radiographies, des échantillons pathologiques, des données physiologiques, peuvent être échangés et stockés lors de la télé-consultation.
- **Télé-surveillance.** Elle permet la surveillance du patient à domicile.
- **Télé-expertise.** Elle autorise l'interrogation d'un spécialiste en lui transmettant les données du patient pour un diagnostic complémentaire.
- **Télé-formation.** Il s'agit de l'enseignement à distance.
- **Réunions de concertation.**
- **Télé-chirurgie.** La chirurgie consiste à pratiquer ou à assister une intervention chirurgicale par un opérateur à distance, par des moyens audiovisuels, en utilisant des réseaux de communication. Le chirurgien peut aussi intervenir en contrôlant à distance une caméra endoscopique grâce à un système du type bras maître-esclave. Le retour d'effort est important dans la télé-chirurgie en permettant de rendre sensibles et manipulables les objets virtuels simulés en temps réel ou en stimulant les sens du toucher, de la vue et/ou de l'ouïe. Traditionnellement en robotique la télé-opération a été développée pour son utilisation dans des environnements dangereux et dans l'exploration spatiale. Son utilisation en tant qu'outil d'aide aux chirurgiens est un concept relativement nouveau. Les systèmes maîtres-esclaves, la réalité virtuelle et les interfaces homme-machine sont incorporées dans la chirurgie depuis quelques années (Charles *et al.* 1997) (Kavaussi *et al.* 1995) (Ducko *et al.* 1999) (Marescaux 2002). En résumé la télé-chirurgie peut être utilisée pour réaliser:
 - **Une opération à distance:** un spécialiste effectue le geste médical par l'intermédiaire d'une interface. Ses mouvements sont transmis à une distance plus ou moins grande puis exécutés sur le patient par un bras robotisé. Cela permet d'intervenir sur des patients situés dans des salles d'opération éloignées, mais aussi d'effectuer un diagnostic à distance.

Le chirurgien peut se trouver uniquement à quelques mètres de son patient et bénéficier de la télé-opération pour:

- Améliorer la précision de son geste par un changement d'échelle.
- Filtrer ses mouvements en éliminant les tremblements parasites.
- Avoir une "troisième main" lui permettant de manipuler plus d'outils par l'usage d'une télécommande.

- **Une assistance à distance:** un chirurgien en salle d'opération est guidé par un spécialiste dont les ordres sont retransmis par l'intermédiaire d'une interface adéquate.

- **Télé-échographie.**

Quelques exemples de systèmes de télé-médecine sont:

- **Project Tele-presence Surgery System** (Green *et al.* 1995) du SRI²: il comporte une console pour le chirurgien et une unité chirurgicale commandée à distance comprenant deux bras esclaves surmontés de deux caméras. Ce système a permis de démontrer l'utilité et la faisabilité d'une télé-opération sur un champ de bataille. Le système a été testé avec une liaison spécifique par fil et sur une distance de 160 mètres.
- **ZEUS** (Ducko *et al.* 1999) est un système maître-esclave pour réaliser des opérations de chirurgie minimalement invasive en gastroentérologie, gynécologie ou en chirurgie cardiaque. Zeus est basé sur trois AESOP (Robot du type SCARA dont 4 ddl sont motorisés et 2 ddl sont passifs): dont un premier porte la caméra et les deux autres portent les outils. Le chirurgien dispose alors d'un poste de travail distant d'où il peut opérer de manière très précise. Le bras porte-endoscope est à commande vocale et les deux autres sont commandés grâce à deux bras maîtres. Zeus est un produit commercial.
- **Da Vinci** (Guthart et Salisbury 2000). Il est composé d'une console pour le chirurgien, d'un bras chirurgical multi-effecteur et de différents outils. Les images sont perçues en 3D. Le chirurgien est assis à la console et par l'intermédiaire d'une interface il manipule les outils. Le système a sept degrés de liberté (3 ddl

2. <http://www.erg.sri.com/>

en orientation, 3 en translation et 1 ddl pour la pince) et offre ainsi une plus grande dextérité. Da Vinci est un produit commercial.

Zeus et Da Vinci sont utilisés quasi-exclusivement dans des configurations locales où la console maître et le robot esclave sont dans une même salle.

- **Opération Lindbergh** (Marescaux 2002). Le professeur Jacques Marescaux aidé de son équipe de l'IRCAD (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif) a pourtant dirigé une opération depuis New-York sur une patiente située à Strasbourg en septembre 2001. Cette opération, réalisée à plusieurs milliers de kilomètres de distance, a eu comme partenaires les équipes de l'IRCAD, le groupe France Telecom et l'entreprise Computer Motion. La maîtrise des délais de transmission liés à la distance a rendu possible une telle opération. L'opération, d'une durée de 45 minutes, a consisté en l'ablation de la vésicule biliaire d'une patiente se trouvant dans le service de chirurgie A du C.H.U. de Strasbourg. Le chirurgien, situé à New York, a manipulé les bras maîtres du système Zeus conçu par Computer Motion. La liaison entre le robot et le chirurgien était assurée par un service à haut débit sur fibre optique mis en place par France Telecom. La démonstration de la faisabilité de cette opération transatlantique est encourageante. La mise en œuvre avec des moyens de communication conventionnels reste cependant un véritable challenge.

Pour le contrôle en télé-chirurgie, des systèmes maîtres très ergonomiques doivent être développés pour permettre au chirurgien le contrôle aisé de plusieurs instruments chirurgicaux avec un très bon retour d'informations proprioceptives et haptiques. Des méthodes naturelles de communication entre le chirurgien et le système, de façon telle que le chirurgien ne se fatigue pas pour le contrôle du robot, sont donc à prendre en compte. La communication avec le robot ne devra pas être plus difficile que celle mise en œuvre lors du travail avec un assistant. La sécurité est une considération cruciale en chirurgie qui nécessite par conséquent des procédures plus spécifiques. La gestion des délais et de la fiabilité de transmissions est critique dans des application chirurgicales.

2.5 Télé-échographie

En routine clinique, la télé-échographie conventionnelle couvre deux pratiques:

- **La télé-consultation** limitée à une transmission de données ou à une discussion. L'opérateur local doit être capable de réaliser l'acquisition des images échographiques correctement.
- **La télé-assistance** où un opérateur expert éloigné du lieu de consultation guide en temps réel l'acquisition de données réalisée par l'opérateur local suivant les instructions qui lui sont transmises verbalement.

La télé-échographie robotisée peut être définie comme la réalisation d'examen d'échographie à distance durant lesquels le médecin expert manipule une sonde virtuelle pour contrôler un robot d'échographie déplaçant une sonde échographique réelle.

Dans le domaine de la télé-échographie deux groupes de travaux peuvent être considérés. Le premier est celui de la télé-consultation en échographie (télé-échographie conventionnelle). Les projets Loginat et Tele-invivo peuvent être classifiés dans ce groupe. Le deuxième groupe utilise, en plus du service de télé-consultation, des robots pour réaliser l'examen échographique: télé-échographie robotisée. Le système Hippocrate est un système purement robotique, mais il est intéressant de le présenter ici car il s'agit d'un des premiers systèmes développés pour l'échographie. Les différents systèmes développés ou en cours de développement pour des application télé-échographiques sont exposés ci-dessous.

- **Le projet LOGINAT :** Le projet de Visio-conférence inter-hospitalière multi-sites en Médecine Périnatale³ propose la mise en oeuvre d'un réseau régional de visio-conférence inter-hospitalière dans le domaine de la médecine périnatale. Expérimenté depuis 1993 entre le centre hospitalier de Béthune et le CHRU de Lille, il permet aux médecins et sages femmes du service d'obstétrique de la maternité de Béthune de participer aux réunions obstétricales régionales hebdomadaires animées par le Pr. Puech au CHRU de Lille. Dans le début du projet des séquences d'examen d'échographie réalisées à Béthune étaient transmises en temps réel (télé-échographie). Ultérieurement, la transmission a été limitée aux transparents d'examen d'échographie ainsi qu'à d'autres documents annexes. Le

3. www.sante.gouv.fr/htm/dossiers/telemed/tele_eval/22.htm

changement a été dû aux problèmes de transmission des images échographiques, car le réseau de communication n'était alors pas aussi développé qu'aujourd'hui. LOGINAT (voir figure 2.8) permet aujourd'hui aux équipes des services obstétriques des 25 maternités de la région concernées de participer ensemble à distance à la réunion hebdomadaire (télé-médecine), tout en restant dans leur service. Le système a évolué de la télé-échographie vers la télé-médecine. D'autres utilisations de la visio-conférence se retrouvent dans le domaine de l'ophtalmologie (réunions mensuelles, multi-sites CHU de Lille, CHU d'Amiens, CHU de Rouen, Clinique St Maarten de Courtrai), de l'hépatogastro-entérologie (réunions mensuelles, multi-sites régionales (9 CH), de la médecine physique et réadaptation (réunions hebdomadaires entre le CHU de Lille et le groupe Hopale à Berck-sur-Mer), dans le cadre du réseau franco-québécois de Télé-médecine (réunions multi-sites entre les CHU de Toulouse, Strasbourg, Lille et Montréal, endocrinologie, en cardiologie, en chirurgie digestive, etc.). TELURGE est un réseau de télé-médecine dans le domaine des urgences neuro-chirurgicales. Les médecins de 16 CH adhérant au projet, peuvent obtenir à distance 24h/24 l'avis d'un neuro-chirurgien du CHRU en lui transmettant par réseau des images scanner et des renseignements cliniques.

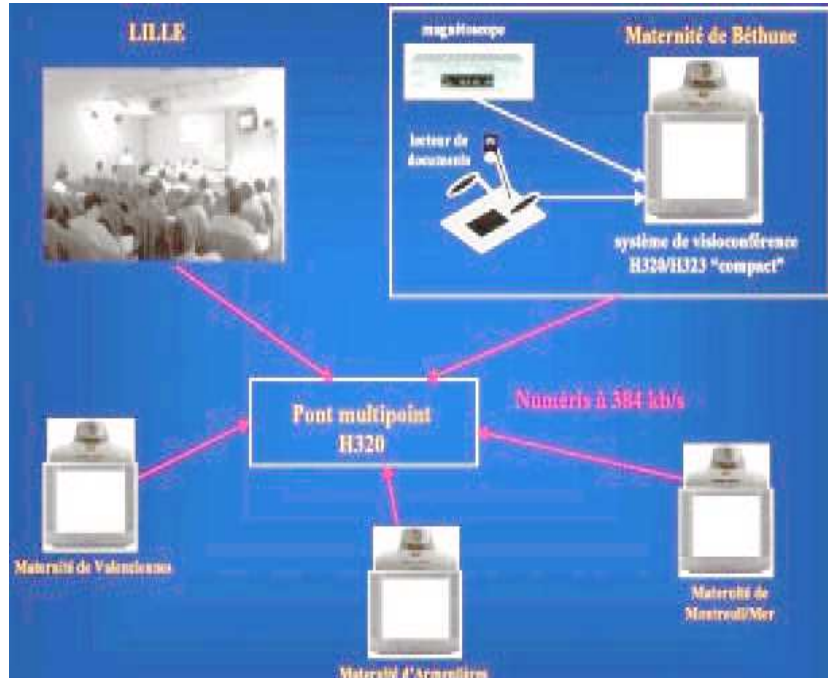


FIG. 2.8 – Organization du système de visio-conférence.

- **L'objectif du projet TeleInViVo** (Kontaxakis *et al.* 2000) a été de mettre en place une station de travail portable en télé-médecine, connectée à une station d'échographie légère pour une utilisation dans des zones isolées telles que les îles, les zones rurales et les zones en situation de crise. L'unité est concentrée dans un seul dispositif: un micro-ordinateur de type PC avec des moyens de télé-communication et un système d'acquisition d'images ultrasonores 3D. En utilisant le système TeleInViVo (voir figure 2.9) les médecins peuvent échanger, manipuler et analyser des données 3D (images échographiques) en utilisant le réseau ISDN, la ligne téléphonique ou le GSM (Groupe Spécial Mobile) qui représente aujourd'hui le système global des communications mobiles. L'opérateur fait une acquisition d'un volume échographique. Du côté maître le médecin parcourt ce volume 3D de façon à ré-étudier l'organe désiré, l'image est formée à partir des images acquises dans le poste esclave. Le dispositif est maintenant en cours d'expérimentation dans des conditions socio-économiques défavorables et adaptés aux contraintes et besoins des pays en développement. Ce système requiert un minimum de compétences de la part de l'opérateur qui fait l'acquisition 3D des données sur le patient.



FIG. 2.9 – Système TeleInVivo. (gauche)-Système esclave. (droite)-Système maître.

- **Le robot Hippocrate** (Pierrot *et al.* 1999) est un système robotique développé pour aider les médecins pendant les examens d'échographie. Le système peut être utilisé lors de la prise en charge de maladies cardiovasculaires. Le robot porte une sonde échographique. Le système fonctionne selon deux modes, l'un pour l'apprentissage, l'autre pour la mesure. En mode apprentissage, le médecin guide manuellement le robot en le manipulant par la sonde, ce qui lui permet de désigner les points initiaux et finaux de la trajectoire à suivre le long de

l'artère. En mode mesure (ou mode automatique) le robot, synchronisé sur le rythme des battements cardiaques, assure des petits déplacements de la sonde sur la peau du patient (de l'ordre du dixième de mm) avec un effort contrôlé et constant (variant de $1 N$ à $5 N$). Le robot reste toujours sous le contrôle du médecin. Le bras du robot déplace une sonde sur la peau du patient pour réaliser des prises d'information (images) très précises et de façon répétitive sur l'état et la géométrie des artères carotide et fémorale. Le premier prototype du robot était un robot industriel PA-10 à 7 ddl. Par la suite l'entreprise SINTERS a développé le système robotique Hippocrate à 6 ddl (voir figure 2.10) de type anthropomorphe, suspendu au-dessus du lit du patient. Les efforts et les vitesses du bras sont bridées mécaniquement. La commande est une commande en effort. Le robot est équipé d'un capteur d'effort et tout un système de sécurité a été mis en place. Un programme de validation clinique a été lancé à l'automne 1999 dans le centre de médecine préventive cardiovasculaire à l'hôpital Broussais (Paris). Il permettra d'évaluer l'apport de la robotique pour cette application (amélioration significative ou non de la qualité et de la reproductibilité des reconstructions 3D d'artères, des mesures de pression artérielle par tonométrie, etc.).



FIG. 2.10 – Robot Hippocrate.

- **Un robot pour assister les diagnostics dans l'échographie** a été développé par Salcudean (Salcudean *et al.* 1999). Ce robot peut être contrôlé de manière télé-opérée (voir figure 2.11). Le système est muni d'un contrôleur maître, d'un

manipulateur esclave à 6 ddl qui porte la sonde d'échographie et d'un système de contrôle qui permet à l'opérateur de positionner la sonde de manière distante (initialement un joystick, puis une souris et dans le futur une souris haptique). Le système a été développé pour des examens de l'artère carotide. Initialement le robot a été conçu pour aider le médecin expert à manipuler la sonde échographique en lui évitant d'être dans des positions inconfortables pendant des périodes de temps prolongées tout en exerçant des forces élevées. La structure du robot est telle que l'essentiel de son poids et de sa motorisation sont situés à sa base. Le bras est donc léger et équilibré, ce qui constitue des éléments positifs de sécurisation du dispositif. Les mouvements du robot peuvent se faire par contrôle en position, en force et par asservissement visuel pour le suivi d'une structure anatomique dans les images acquises. Des tests entre Vancouver et Montreal via Internet ont été réalisés et une étude comparative entre un examen conventionnel et un examen pratique par le robot est en cours. Le système prévoit l'utilisation du retour d'effort. Le robot est au stade de prototype de laboratoire.



FIG. 2.11 – Robot contre compensé.

- **Le système MIDSTEP (Multimedia Interactive DemonStrator Telepresence)** (Cunha *et al.* 1998). Le but principal de ce système a été de démontrer la faisabilité de la télé-presence et de la télé-opération dans la chirurgie, l'idée principale étant l'utilisation de l'échographie pour aider le chirurgien pendant une chirurgie laparoscopique. Le système MIDSTEP (voir figure 2.12) est composé de deux démonstrateurs de télé-chirurgie; un pour la télé-manipulation locale en utilisant le réseau LAN et l'autre pour la télé-manipulation distante en utilisant le réseau WAN (Wide Area Network) (tous les deux avec un réseau de type ATM [Asynchronous transfer mode]). Les deux démonstrateurs utilisent un robot distant qui manipule une sonde échographique contrôlée par un médecin expert pour guider le chirurgien situé dans le poste patient dans l'exécution de tâches

lors d'une chirurgie invasive simple. Le démonstrateur de télé-manipulation locale permet au médecin expert de superviser la procédure de laparoscopie grâce à la visualisation des images échographiques provenant de la sonde laparoscopique. Le système de télé-manipulation lointaine permet au médecin d'exécuter une biopsie guidée par échographie. Le robot local tient la sonde échographique et est approximativement placé manuellement par une infirmière qui passe la main à l'expert à distance pour la suite de l'examen. L'expert à distance déplace le robot à 6 ddl via un système de commande maître-esclave. À tout moment, l'infirmière peut prendre la commande du robot. Quand l'expert a déterminé la position correcte du support de la sonde pour l'insertion d'aiguille, le robot est freiné et un élément robotique actionné séparément insère l'aiguille à une profondeur pré-calculée. Le robot construit par Armstrong est basé sur l'architecture du robot NeuroSista. Le robot a un élément mécanique spécial qui incorpore la sonde d'ultrasons, le guide de l'aiguille, le déclencheur de l'aiguille et l'acquisition de biopsie. L'application peut être testée entre des grandes distances en utilisant les lignes de communication via satellite, les tests ont été réalisés sur fantômes d'animaux et les résultats ont montré la faisabilité du projet.

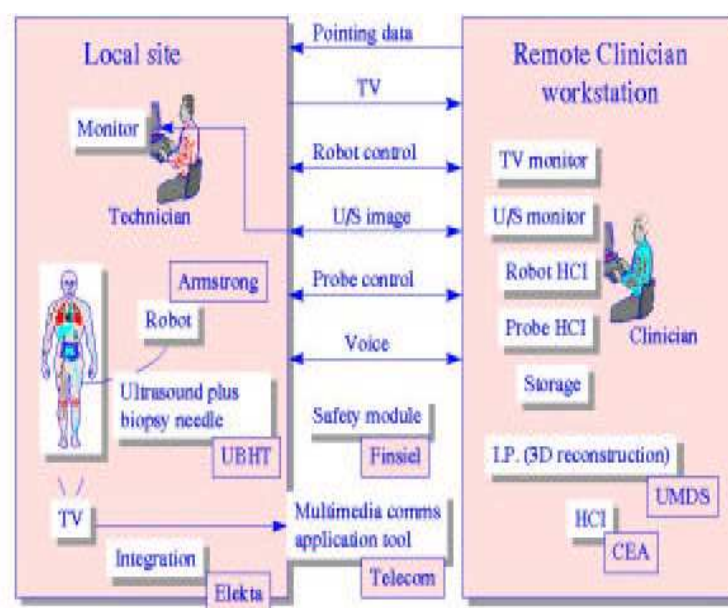


FIG. 2.12 – Architecture du système MIDSTEP.

- Le système SYRTECH (Gourdon *et al.* 1999c) (Gourdon *et al.* 1999a) (Gourdon *et al.* 1999b) est un système de télé-échographie robotisée pour des applications cardiaques. Il est composé d'un poste maître qui reçoit les images échographiques

et qui commande un robot distant. Le poste esclave transmet les images et contrôle la position de la sonde échographique. Le système a été validé pour les échographies de cœur. Les tests du système ont été faits entre Katmandu et Bourges en utilisant la communication satellite. La conception mécanique du système a été réalisée de façon à reproduire les mouvements de rotation effectués pendant l'examen d'échographie du cœur. La translation du système se fait en mode manuel, c'est à dire qu'un opérateur local re-positionne le robot à chaque fois que cela est nécessaire. Les orientations de la sonde sont commandées à distance par un opérateur grâce à une sonde virtuelle localisée dans l'espace par des capteurs magnétiques (Flock of birds). Une nouvelle architecture du robot (voir figure 2.13.b) a été conçue à partir du premier prototype (figure 2.13.a) donnant lieu à un robot esclave pré-industriel avec 4 ddl (Courregès *et al.* 2001) appelé TERESA. Le projet OTELO (mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot) (Delgorge *et al.* 2002) a comme objectif la proposition d'un système de télé-échographie en utilisant le robot TERESA et différents types de réseaux (ISDN, satellites et 3G technologies (technologies de troisième génération, par exemple UMTS (Universal Mobile Telephone Service))). Le système est en cours de développement.



FIG. 2.13 – a) Prototype robot SYRTECH. b) Robot TERESA.

- **Système de télé-échographie de K. MASUDA.** Un robot pour réaliser des examens échographiques à distance est développé (Masuda *et al.* 2002). Le robot à 6 ddl est positionné sur le patient et détecte la force de contact entre la sonde et le corps du patient grâce à quatre capteurs de force. L'information de force

est utilisée pour permettre le contact permanent avec la peau et pour garantir une certaine sécurité car la force doit rester en dessous d'un seuil pré-établi. Ce système a été testé sur plusieurs réseaux de télé-communications: LAN et ISDN à 128kbits. D'autres types de réseaux ont été considérés comme les réseaux satellites et les technologies mobiles. Le robot est contrôlé en utilisant deux joysticks (un contrôle la position, l'autre l'orientation). Un système de visio-conférence est utilisé pour la communication entre les deux postes. L'architecture du robot est particulière: les mouvements de translation sont faits par des éléments parallèles et les orientations sont réalisées par un mécanisme à engrenage (voir figure 2.14). Le robot est supporté par le corps du patient. Il est au stade de prototype de laboratoire. Des tests sur volontaires ont été réalisés.

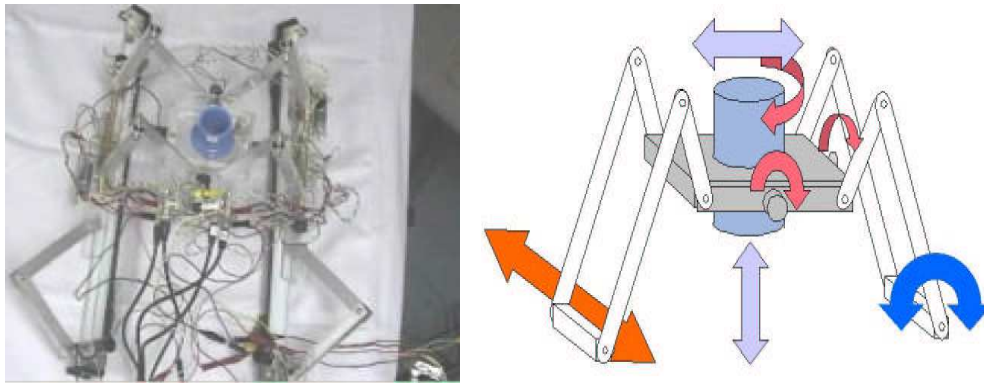


FIG. 2.14 – Robot parallèle de Masuda. (gauche)-Photographie du robot. (droite)-Représentation schématique.

- **RUDS (Remote Ultrasound Diagnostic System)**. Il s'agit d'un système de télé-échographie pour des examens de l'épaule (Mitsuishi *et al.* 2001) du type maître-esclave pour la réalisation des examens échographiques. Le système maître a été développé de manière à permettre au médecin de ressentir la force exercée par le robot esclave. L'architecture du robot maître est proche de celle d'un bras manipulateur. Le robot esclave a une architecture du type cartésienne qui permet de réaliser les translations. Les orientations se font à partir d'éléments sphériques (voir figure 2.15). Le robot a 7ddl: 3 translations orthogonales, 3 rotations et 1 translation pour la sonde. Le système a été testé en utilisant le réseau ISDN (3 ligne ISDN: 1 pour le contrôle et 2 pour les images et la visioconférence). Le robot est un prototype de laboratoire.

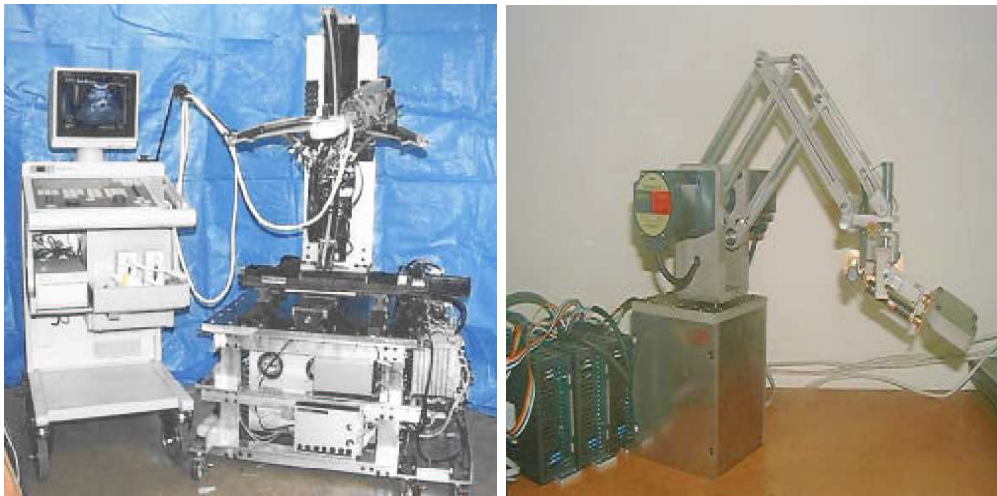


FIG. 2.15 – Système RUDS. (gauche)-Robot esclave. (droite)-Robot maître.

- Le **Système de télé-échographie de KOYAMA** est conçu pour le diagnostic dans la zone abdominale (Koyama *et al.* 2002). Le système est du type maître-esclave comme la figure 2.16 le montre. Le robot esclave a 4 ddl et le robot maître a été développé spécialement pour contrôler les mouvements du robot esclave. L'utilisation du réseau ISDN et LAN est le mode de communication choisi entre les deux sites pour les futurs tests. Le système est en cours de développement. Le robot est un prototype de laboratoire.

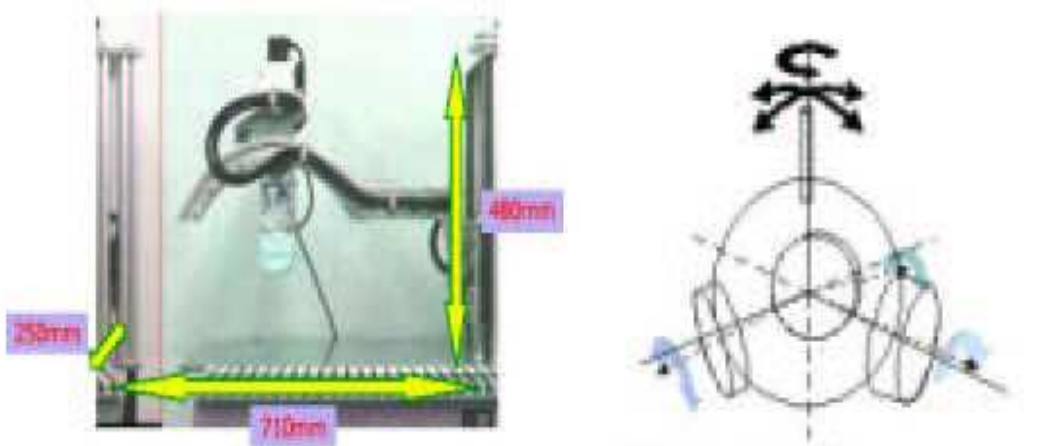


FIG. 2.16 – Architecture du système KOYAMA.(gauche)-Robot esclave. (droite)-Robot maître.

Dans la plupart des travaux précédents, les approches existantes concernent la télé-échographie. Peu de travaux utilisent des robots développés spécifiquement pour répondre aux besoins de la télé-échographie. Peu de systèmes prennent en compte le retour d'effort comme (RUDS). La plupart des systèmes utilisent des joysticks, des track-balls ou des sondes virtuelles pour contrôler le robot; seuls les systèmes RUDS et KOYAMA proposent de véritables systèmes maître-esclave. Le système maître est développé pour fournir à l'opérateur un retour d'effort. L'architecture des robots pour la plupart des systèmes est de type série même si quelques uns cherchent à concevoir des architectures spécifiques (MASUDA notamment). Le réseau de communication le plus utilisé est du type ISDN et en deuxième position la communication satellite. D'autres types de réseaux restent peu utilisés. Seuls les projets de télé-échographie conventionnelle Loginat et Tele-invivo sont utilisés de façon clinique; les deux tiers des systèmes sont des prototypes et ont été testés sur des volontaires. A la connaissance de l'auteur seuls les robots Hippocrate et celui de SALCUDEAN sont en cours de validation clinique. Le tableau 2.3 montre les caractéristiques principales qui permettent de comparer rapidement les différents systèmes décrits précédemment.

| Système | Type | Système Esclave | Contrôle Esclave | Système Maître | Réseaux | Status |
|------------|---------------------------------|--|-----------------------------|-------------------------------------|-----------------------|-----------------|
| LOGINAT | Télé-médecine | --- | --- | --- | ISDN | Clinique |
| TeleInVivo | Télé-médecine | Station PC-échographe | --- | Station PC | Satellite | Clinique |
| Hippocrate | Automatique | Robot série 6 ddl capteur de force 3D | Hybride Position-Force | Apprentissage | --- | Validation |
| SALCUDEAN | Télé-échographie Automatique | Robot Série 6ddl capteur de force 3D | Position Force Visuel | Powermouse | Internet | Test Volontaire |
| MIDSTEP | Télé-médecine | Robot série 4ddl | --- | ? | LAN, WAN | ? |
| SYRTECH | Télé-échographie | Robot Série 4ddl | Position | sonde virtuelle (FOB) | Satellite | Test Volontaire |
| OTELO | Télé-échographie | Robot Série 4ddl | ? | sonde virtuelle (FOB) | Satellite tech. 3G | Projet |
| MASUDA | Télé-échographie | Robot Parallèle 6ddl avec 4 capteurs de force | Position | 2 joysticks | ISDN | Test Volontaire |
| RUDS | Télé-échographie | Robot 7ddl capteur de force 3D | Impedance | Robot série avec retour d'effort | ISDN | Test Volontaire |
| KOYAMA | Télé-échographie | Robot 4ddl | ? | Robot 4ddl | ISDN | Projet |

TAB. 2.3 – Résumé des systèmes de télé-échographie.

Chapitre 3

Spécification de l'Architecture du Système TER

Ce chapitre commence par une description de l'échographie avec la double intention de mieux situer d'une part le lecteur dans l'environnement où le système TER va évoluer et d'autre part de faire connaître les objectifs de ce type d'examen. Une description de l'examen échographique est donnée en obstétrique et pour le traitement d'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA). Les points précédents forment la base pour la définition du cahier de charges du système TER permettons de définir à la fin de ce chapitre l'architecture du système développé.

3.1 Échographie

Apparue à titre expérimental durant la seconde guerre mondiale, l'échographie s'est développée au cours des années soixante et a connu son essor dans les années soixante-dix. En raison de sa simplicité et de son innocuité, l'échographie est souvent le premier examen pratiqué pour établir un diagnostic préliminaire. Le principe de l'échographie est basé sur l'observation du signal réfléchi par les discontinuités du milieu de propagation étudié à partir d'une impulsion initialement émise. L'échographie est un système d'imagerie en temps réel, inoffensif, non-invasif, précis et riche en informations morphologiques et fonctionnelles. La majorité des sondes échographiques réalisent des images 2D.

Dans les sections suivantes les bases des examens échographiques obstétriques et vasculaires (AAA) seront expliquées. Les examens ont été choisis comme applications cliniques des prototypes développés dans le projet TER.

3.1.1 Objectifs de l'examen d'échographie obstétrique.

L'objectif général de l'examen d'échographie obstétrique est de fournir la date du début et de la fin de la grossesse, d'obtenir des mesures sur le fœtus afin d'établir des courbes de croissance et de les comparer avec des courbes de croissance préétablies, ainsi de dépister d'éventuelles anomalies sur certains organes. En cas de problème le médecin peut agir en essayant de remédier aux problèmes rencontrés avec des traitements existants. Cet examen est un outil obstétrique important qui permet de prendre soin d'une femme enceinte et surtout de son fœtus.

Les différents examens échographiques qui peuvent être réalisés en fonction de la santé de la mère, du fœtus ou de tous les deux sont les suivants:

- **Examens classiques.** Pendant la grossesse trois examens d'échographie (un par trimestre) sont en général pratiqués afin d'apporter des informations importantes sur le fœtus. En cas de problème du fœtus ou de la mère, le médecin traitant prescrit des examens échographiques supplémentaires. Chaque examen a sa raison d'être comme il est décrit ci-dessous:
 - *Premier examen.* L'examen se réalise entre la 11ème et la 13ème semaine d'aménorrhée. Le médecin cherche à déterminer la date de début de la grossesse, car la connaissance précise de cette date est importante pour bien suivre pendant neuf mois l'évolution de la croissance fœtale. Cette date permet de calculer la date de terme et de ne pas la dépasser. Ce premier examen permet de connaître le nombre de fœtus, leur position, où ils sont installés (utérus ou trompe), il permet aussi la vérification de l'état des organes du fœtus, etc. Du côté de la mère, le médecin cherche d'éventuels kystes de l'ovaire ou des fibromes.
 - *Deuxième examen.* Pendant la 22ème semaine, le médecin réalise l'étude de la morphologie du fœtus, mesure le fœtus et s'assure qu'il a grandi normalement, qu'il bouge bien et que la quantité de liquide amniotique est normale.

Tous les organes, puis tous les membres sont passés en revue, un par un. Le médecin écoute le cœur et vérifie le nombre de doigts et d'orteils, examine également la colonne vertébrale et finalement détermine le sexe du bébé.

- *Troisième examen.* L'examen a lieu dans la 32^{ème} semaine, le médecin mesure le fœtus et s'assure qu'il ne souffre d'aucun retard de croissance intra-utérine. L'examen des organes permet de déceler encore certaines anomalies qui n'étaient pas apparues lors de la deuxième échographie. Pour finir l'échographe vérifie aussi la position du placenta et du fœtus.

- **Examens de surveillance.** Il s'agit d'approfondir l'examen sur certains organes du fœtus ou sur la mère si, pendant les examens classiques, le docteur a détecté des problèmes. Il peut s'agir également d'un examen de contrôle après un traitement.
- **Examens pour avoir un avis d'un spécialiste.** Il s'agit d'avoir une opinion plus spécialisée sur les possibles problèmes que peuvent affecter le fœtus ou la mère et qui ont été détectés lors d'un des examens classiques.
- **Examens d'urgence.** Lors de ce type d'examen, l'échographe cherche de l'information spécifique à propos du fœtus, de la mère ou des deux. Le plus souvent, la patiente ne doit pas se déplacer (e.g. des contractions avant le 9^{ème} mois, du saignement, etc.).

Dans la section suivante, une description de l'examen d'échographie sera donnée en tenant compte plusieurs aspects tels que les mouvements de la sonde réalisés par le médecin et la surface de travail, entre autres. Cette analyse permettra de définir les caractéristiques du robot du système TER.

3.1.2 Description de l'examen d'échographie obstétrique

Pour bien définir le système de télé-échographie robotisée, une description de la méthode d'utilisation d'une sonde échographique par un médecin spécialisé en échographie est donnée. Cette description est basée sur les observations de 11 examens différents, à différents stades de la grossesse. Ces examens échographiques se sont déroulés dans le cabinet du Dr Marc Althuser (échographe obstétrical), avec l'accord des patientes.

Surface de travail

Les translations mentionnées dans la section suivante peuvent servir à définir la surface de travail (approximativement une demi-sphère) ainsi qu'une famille de courbes qui pourront être utilisées pour réaliser des translations ultérieures (des méridiens et des parallèles).

Au fur et à mesure que la grossesse évolue, la surface de travail devient de plus en plus grande (voir figure 3.1).

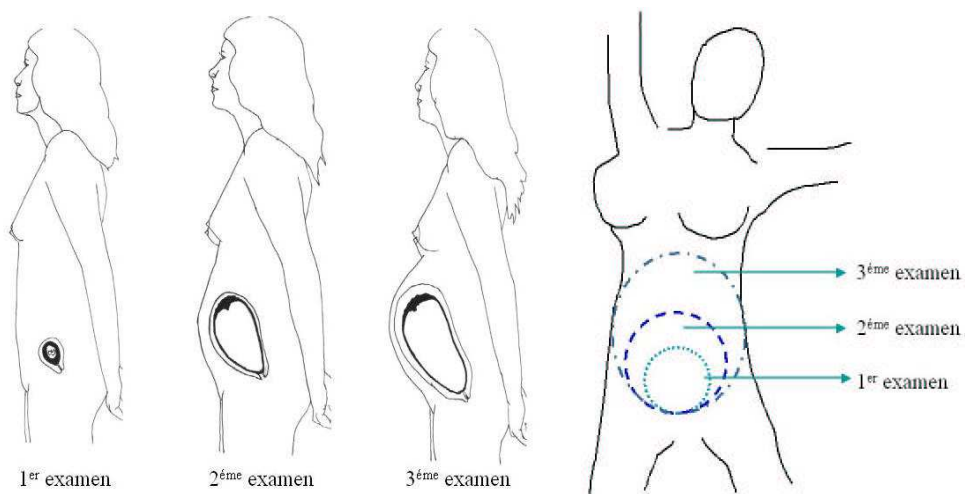


FIG. 3.1 – Evolution de la surface de travail.

Lors des translations ou des orientations de la sonde, il y a une déformation de la surface de travail résultant de la pression exercée par le médecin via la sonde échographique sur le ventre de la patiente afin de chercher la vue de l'organe la plus appropriée.

Après avoir défini la surface totale de travail, les examens d'échographie sont réalisés sur des plus petites zones de cette surface qui représentent les régions où les organes à étudier sont localisés.

Mouvements

Initialement et après avoir préparé la surface de travail (le ventre) avec le gel échographique, des translations de la sonde dans le sens de la hauteur et de la largeur

sont réalisées pour connaître la position et l'orientation du fœtus et définir des points particuliers où les organes sont placés. L'étude d'un de ces organes peut donc être réalisée.

Dans les différents cas observés au cabinet d'échographie de Dr. Althuser, le point de départ de l'examen commence dans la région pubienne (voir figure 3.2). Ce point est choisi car il détermine le point à partir duquel l'utérus grandit lors de la grossesse.

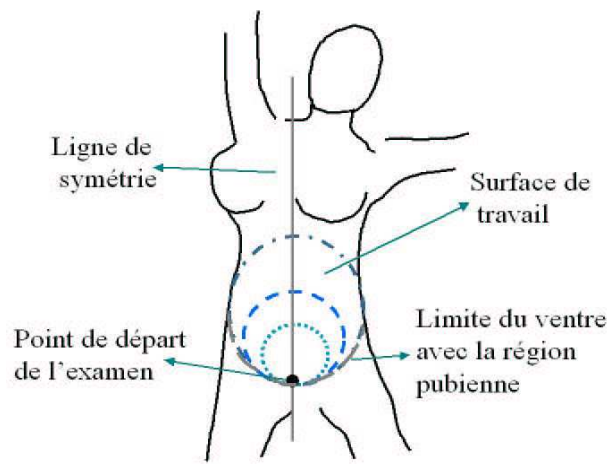


FIG. 3.2 – Origine des translations de la sonde.

Les translations mentionnées peuvent se réaliser longitudinalement suivant la direction Y ou latéralement suivant la direction X de la figure 3.3.

Une fois un organe sélectionné, le médecin fait tourner la sonde autour de trois directions x, y, z afin d'avoir plusieurs vues de l'organe étudié. Le mouvement peut être décomposé en trois rotations $R_{X,\gamma}$, $R_{Y,\beta}$, et $R_{Z,\alpha}$ (figure 3.4). La notation $R_{i,j}$ représente la matrice associée à la rotation autour de l'axe $i = X, Y, Z$ et d'angle $j = \gamma, \beta, \alpha$.

Un troisième mouvement est celui défini par une translation dans la direction négative de l'axe Z. Cette translation permet une meilleure visualisation des organes du fœtus. Dans ce cas, la pression de la sonde sur la surface de travail augmente.

Des combinaisons de translations avec certaines rotations sont permises. Particulièrement les rotations autour de l'axe Z et Y. Les translations associées à ces rotations sont faites dans une petite région par rapport à la surface totale de travail.

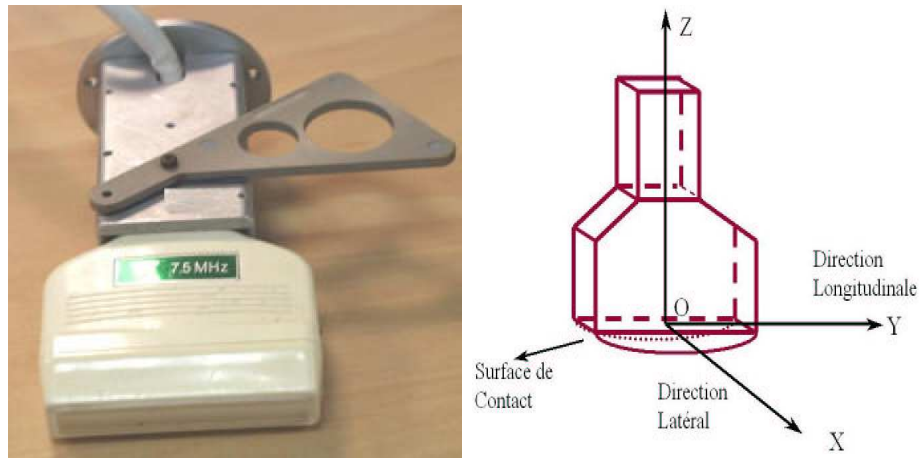


FIG. 3.3 – (gauche)-Sonde échographique. (droite)-translations de la sonde.

Les deux mouvements suivants sont produits pour essayer de faire bouger le fœtus afin d'améliorer la vue des organes.

Le premier mouvement est défini comme une translation latérale (axe X) en augmentant la pression de contact.

Le deuxième mouvement est celui connu comme le mouvement réflexe ou en zigzag. Il est défini par une combinaison d'une translation longitudinale (axe Y) et d'une translation latérale sur une petite surface de travail. Dans ce cas la vitesse du mouvement est plus grande que dans les cas précédents.

Dans certaines situations, il est possible qu'un repositionnement de la sonde soit fait en raison d'un changement de la position du fœtus ou de la nécessité d'étudier un autre organe. Cette re-localisation n'est pas effectuée par une translation de la sonde mais par une perte du contact entre la sonde et la peau du patient et une détermination d'un nouveau point de contact.

Une fois un organe repéré (par exemple le cœur du fœtus), la sonde peut rester fixe ou l'image peut être figée pour une période de temps plus importante afin de pouvoir analyser le fonctionnement de cet organe, de le mesurer, de stocker des données le concernant. Le stockage des données peut se faire sous forme numérique sur un PC via un câble vidéo ou sous forme papier par une simple impression.

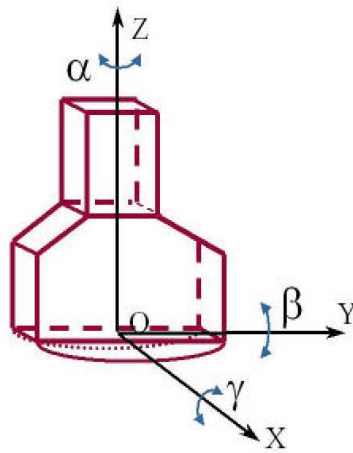


FIG. 3.4 – Orientations de la sonde axes X , Z et Y .

Équipement

Il est souhaité de bien définir le type d'équipement à utiliser car il existe des appareils d'échographie très simples et d'autres plus sophistiqués. La sélection de l'appareil doit tenir compte du type d'examen à pratiquer. Parmi les services à considérer se trouvent les examens d'urgence nécessaires lors de la survenue d'un problème particulier et ceux d'une consultation complète où l'évolution du fœtus est étudiée plus en détail.

Contraintes

Une des contraintes importantes est imposée par la condition de contact permanent de la surface convexe de la sonde avec la surface de travail, pour éviter des distorsions ou l'absence de données dans des images lors de la perte de contact.

Parfois le médecin peut demander à la patiente de se tourner et donc de changer sa position par rapport à la table d'exploration, ce qui représente une contrainte significative du point de vue de la fixation du système robotisé.

La force avec laquelle les tâches d'échographie sont réalisées doit être telle qu'elle ne produise aucun mal ni à la patiente ni au fœtus. La force exercée (pression) sur la surface de travail est plus importante dans les quatre premiers mois de la grossesse. Pour avoir

un ordre de grandeur des variations de cette force durant les examens classiques, des mesures de force ont été effectués avec un dynamomètre fixé à la sonde échographique et maintenu par un système rigide. Les résultats obtenus sont les suivantes:

- Les forces minimales appartiennent à l'intervalle $[6; 7]$ N .
- Les forces standards appartiennent à l'intervalle de $]7; 11]$ N .
- Les forces maximales appartiennent à l'intervalle de $]11; 15]$ N .

3.1.3 Objectif de l'examen d'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA)

L'aorte est le plus gros vaisseau sanguin de l'organisme. Elle part du cœur et traverse la poitrine et l'abdomen où elle se sépare en plusieurs artères principales irriguant les membres inférieurs (voir figure 3.5). En route, l'aorte irrigue tous les organes du corps humain. La partie de l'aorte qui se trouve dans l'abdomen fait à peu près 2,5 cm de diamètre.

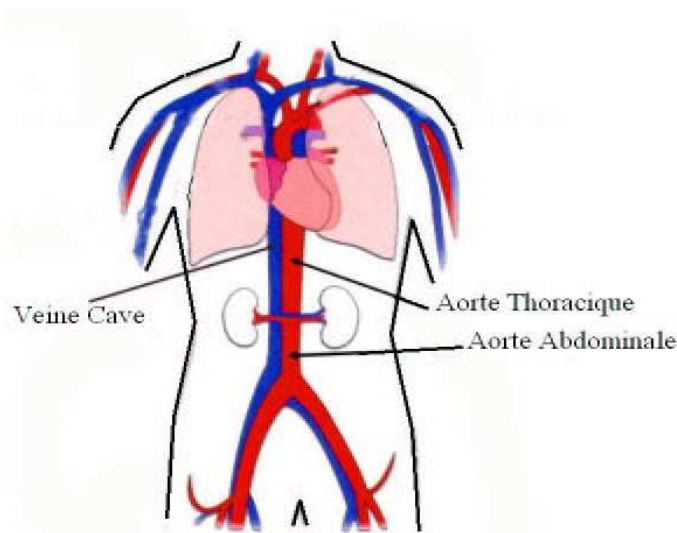


FIG. 3.5 – Aorte abdominale.

L'anévrisme de l'aorte abdominale est une dilatation pathologique de la paroi de l'artère atteignant parfois quatre à cinq fois le diamètre nominal (voir figure 3.6).

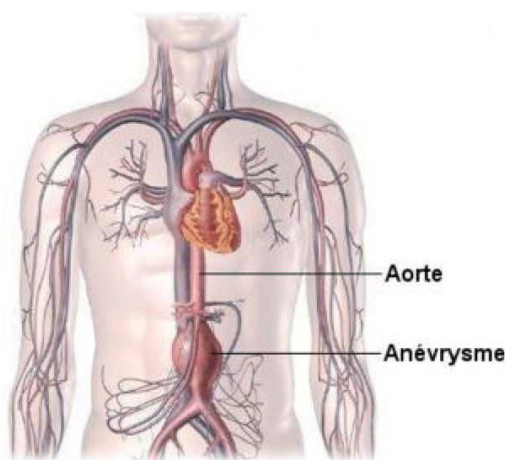


FIG. 3.6 – Anévrisme de l’aorte abdominale.

Au fur et à mesure que l’aorte se dilate, ses parois se fragilisent et peuvent finir par se rompre. Les ruptures soudaines sont souvent fatales. La plupart des anévrismes de l’aorte abdominale sont découverts lors d’un examen médical de routine de l’abdomen. Le médecin perçoit l’anévrisme sous la forme d’une masse qui palpite à chaque battement de cœur. Une fois l’anévrisme décelé, il convient d’en déterminer la taille, car le risque de rupture est lié à sa grosseur.

L’objectif de l’examen d’échographie abdominale de l’anévrisme est de mesurer sa taille (dimension axiale, diamètre antéro-postérieur et transversal), son extension topographique et de chercher d’éventuelles complications. L’échographie est un bon examen de dépistage des AAA ou dans le suivi des petits AAA non opérés. Toutefois, l’échographie ne permet pas une étude morphologique précise et complète. D’autres types d’examens sont plus performants (par exemple la tomodensitométrie ou l’angiographie¹).

3.1.4 Description de l’examen d’échographie pour les anévrismes de l’aorte abdominale

Pour bien définir le système de télé-échographie robotisée, une description de la méthode d’utilisation d’une sonde échographique par un médecin spécialisé en échographie sera donnée. Les descriptions sont basées sur les observations de 2 examens

1. voir annexe B.1

différents. Ces examens échographiques ont été pratiqués par le Dr. Wassin dans le service d'angiologie du Pr Carpentier au CHU de Grenoble avec l'accord des patients.

Surface de Travail

La surface de travail pour l'examen d'échographie des AAA commence à partir de l'orifice diaphragmatique jusqu'à la bifurcation aorte-iliaque (ombilic), avec une amplitude de 10 à 15 cm, comme il est illustré dans la figure 3.7.

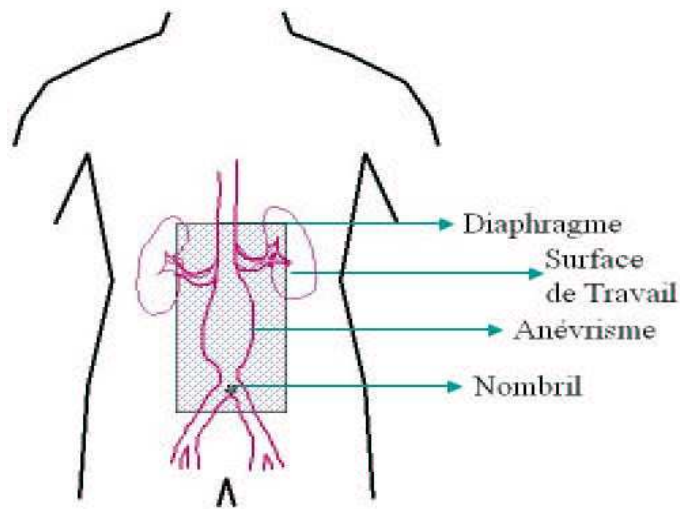


FIG. 3.7 – Surface de travail pour l'examen échographique d'anévrisme de l'aorte abdominale

Mouvements

Initialement et après avoir préparé la surface de travail (l'abdomen) avec le gel échographique, des translations longitudinales et transversales de la sonde sont faites afin de localiser l'aorte et la position de l'anévrisme.

L'examen échographique (Dauzat *et al.* 1991) doit comporter des coupes sagittales et transversales recouvrant la totalité de l'aorte abdominale. Les translations mentionnées peuvent se réaliser longitudinalement suivant la direction Y ou latéralement suivant la direction X de la figure 3.8.

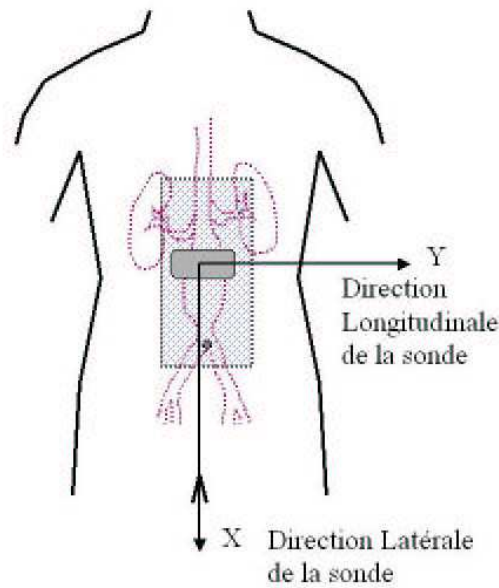


FIG. 3.8 – Mouvements de base de la sonde.

La translation latérale est la plus utilisée pendant l'examen. L'orientation de la sonde se fait par rapport à l'axe Y en combinaison avec la translation latérale. Une rotation autour de l'axe Z de 90° suivie d'une translation longitudinale (le long de l'axe Y) est faite pour avoir des coupes sagittales de l'aorte (voir figure 3.9).

Un troisième mouvement est celui défini par une translation dans la direction négative de l'axe Z. Cette translation est faite afin d'obtenir une meilleure visualisation de l'aorte et des veines. Dans ce cas, la pression de la sonde sur la surface de travail augmente considérablement comme il peut être apprécié dans la figure 3.10. Des combinaisons de translations avec certaines rotations sont permises. Particulièrement les rotations autour de l'axe Z et Y ($R_{Z,\alpha}$ et $R_{Y,\beta}$).

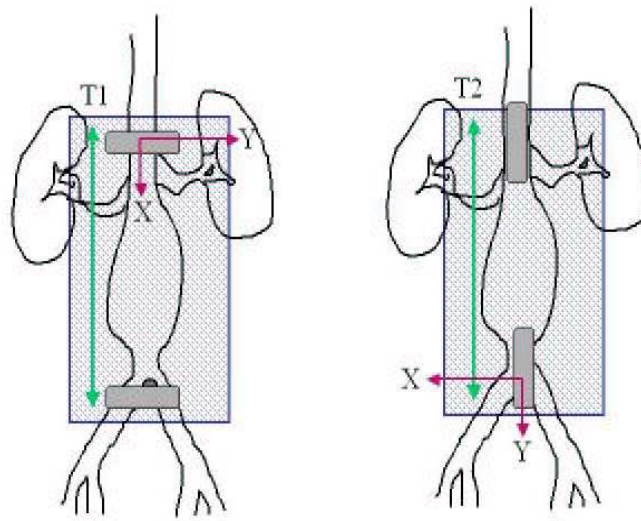


FIG. 3.9 – Mouvements de translation (T1.- coupes transversales et T2.-coupes sagittales) de la sonde.

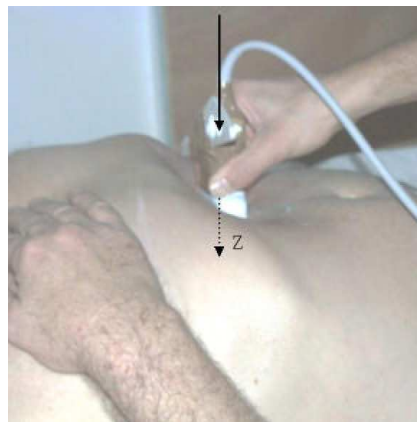


FIG. 3.10 – Mouvements de translation sur l'abdomen du patient.

Les mouvements réalisés lors de l'examen de AAA sont semblables à ceux réalisés lors d'une échographie obstétricale, mais ils sont plus simples, se résumant la plupart du temps à des translations.

3.2 Cahier des charges du système TER

Pour pallier les inconvénients de la télé-échographie classique, il est nécessaire de permettre à l'expert distant de prendre physiquement le contrôle du déplacement de la sonde échographique. Cependant, contrairement aux applications en robotique chirurgicale à base d'architecture maître-esclave, l'expert distant n'a pas besoin de connaître d'une manière quantifiée et précise la position de la sonde échographique dans un repère lié au patient, car pour le médecin le plus important ce sont les images qu'il perçoit. Ainsi il déplacera la sonde jusqu'à ce qu'il trouve la meilleure vue de l'organe qu'il examine. Le flux et la qualité des images seront très importants pour le bon déroulement de l'examen.

Un système de communication verbale entre le patient et le médecin est souhaitable afin de pouvoir donner des indications ou faire des remarques dans les deux sens. Il est conseillé aussi d'avoir un système de vidéo pour pouvoir visualiser les gestes du patient et la position physique de la sonde. Un opérateur (personnel médical ou technique) sera nécessaire pour l'initialisation, la surveillance et la mise en place du système. Un système de Visio-conférence qui servira également pour communiquer avec le personnel présent lors de l'examen est donc souhaitable.

Les appareils d'échographie sont en général sophistiqués et une partie de l'expertise de l'opérateur réside dans sa capacité à régler correctement un certain nombre de paramètres, ce qui met en évidence le problème d'emplacement du contrôle de cet appareil. Si l'on dispose d'un échographe conventionnel la présence d'un opérateur pour faire les réglages en suivant les indications du médecin à distance sera nécessaire. Une autre solution est celle d'intégrer la partie de traitement du signal de l'échographe dans l'ordinateur esclave afin que le réglage des paramètres se fasse depuis le poste maître.

Pendant l'examen, le médecin exerce une pression de la sonde échographique sur le corps du patient pour pouvoir voir les organes qu'il a besoin d'examiner. Le médecin connaît l'intensité de pression par l'interaction qu'il a avec le patient. Pour cela il est important de considérer un système qui fournit de l'information concernant l'intensité de pression exercée par la sonde distante.

Dans l'idéal, il suffirait qu'à tout instant de l'examen et en temps réel (10 ms):

- L'expert puisse:
 - Disposer d'une vision d'ensemble de la scène et dialoguer avec le patient et l'opérateur.
 - Contrôler les paramètres d'acquisition de l'échographe.
 - Visualiser les images échographiques.
 - Indiquer, en déplaçant une sonde virtuelle qu'il tiendrait à la main, le sens des déplacements de la sonde réelle souhaité.
 - Avoir éventuellement par la sonde virtuelle un retour d'information sur la pression exercée par la sonde réelle sur le patient.
 - Manipuler et archiver les images comme il le fait conventionnellement.

- Le patient ou l'opérateur puissent:
 - Initialiser la position du système de déplacement de la sonde réelle (Robot).
 - Dialoguer avec l'expert.
 - Interrompre le déplacement de la sonde en cas de douleur ou d'un autre problème.
 - Régler l'échographe d'après les indications de l'expert.

Il est souhaitable que le système de déplacement de la sonde échographique (Robot) ait les caractéristiques suivantes:

- Légèreté, compliance et portabilité.
- Ses mouvements devraient tendre à reproduire aussi fidèlement que possible les ordres d'un opérateur, sans qu'il soit pour autant nécessaire de connaître à tout instant les caractéristiques géométriques des diverses composantes du système. La figure 3.11 montre une esquisse du robot porte-sonde TER1.
- La force exercée sur le corps du patient doit être toujours dans un intervalle prédéfini.

La contrainte en matière de qualité et vitesse du flux d'informations transmises dans les deux sens est à prendre en compte. Dans la section suivante, l'architecture du système de télé-échographie TER sera décrite.



FIG. 3.11 – Représentation artistique du Robot Esclave.

3.3 Définition de l'architecture du système TER

L'architecture du système de télé-échographie robotisée proposée (voir figure 3.12) est celle d'un système de télé-opération du type maître-esclave qui va permettre de contrôler à distance un robot porte-sonde échographique à 6 ddl (3 rotations et 3 translations) sur le patient. Ce robot sera par exemple localisé dans une clinique éloignée (poste esclave). Le principe de fonctionnement du système est le suivant: un opérateur expert situé sur le site dit "maître" contrôle à distance une sonde échographique pour réaliser un examen; pour cela, il déplace une réplique de la sonde dont on suit la position grâce à un système de localisation adéquat. Sur le site distant où se trouve le patient dit "site esclave", la sonde réelle est portée par un robot et se déplace en fonction des consignes données par l'opérateur expert. L'image échographique acquise est transmise en temps réel, ainsi que des informations de force, du site esclave au site maître. Afin d'aider l'opérateur expert, celui-ci dispose d'un système à retour d'effort pour percevoir la pression qu'il exerce indirectement sur le corps du patient. Des flux audio et vidéo d'ambiance sont transmis de part et d'autre permettant la communication entre l'expert échographiste et le site distant (patient et opérateur assistant au lit du patient). Afin de permettre l'utilisation de ce système dans un grand nombre de lieux, les communications doivent pouvoir se faire sur un réseau de communication conventionnel (par exemple lignes numérisées ISDN). Cela a été l'objet de la première version de ce système. Afin d'en dimensionner toutes les potentialités, le projet actuel utilise des lignes à très haut débit sans pour autant oublier les réseaux de communication conventionnels.

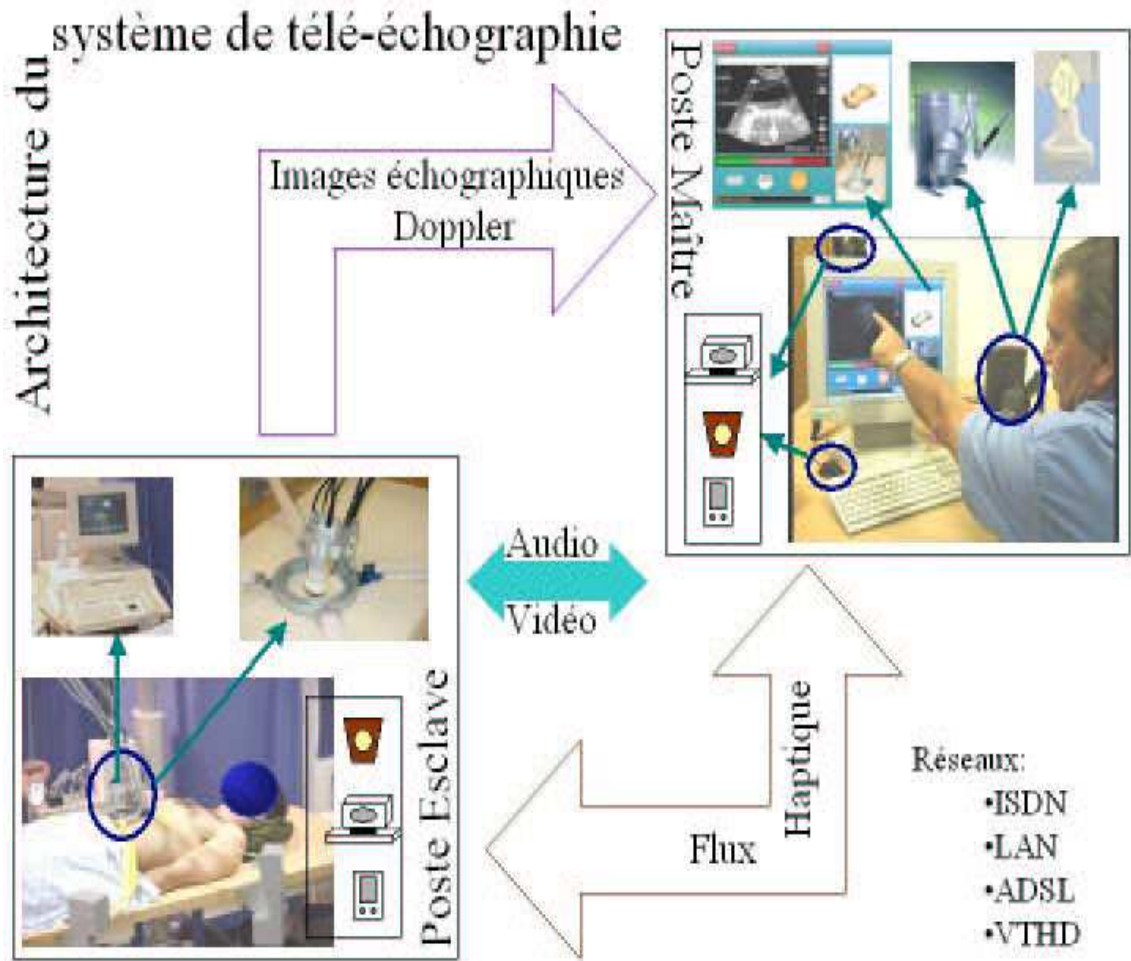


FIG. 3.12 – Architecture du système de télé-échographie.

Le protocole de communication qui sera mis en œuvre devra permettre, en plus de l'envoi d'images en temps réel, la communication entre l'expert et le site clinique, l'envoi des commandes de déplacement du robot et l'envoi de données d'environnement sonore ainsi que le flux de données de retour d'effort. Plusieurs types d'information circulent donc par le réseau: flux vidéo, flux audio, images échographiques, position réelle et consignes. Les consignes pour le robot proviennent du poste maître; cette information est transmise via le réseau (ISDN, ADSL, VTHD, LAN). Ces consignes concernent l'information suivante :

- *Position et orientation:* (x,y,z en cm. et α,β,γ , en degrés). Ces variables corres-

pondent à la position et à l'orientation de la sonde par rapport à un référentiel absolu.

- *Force* exercée (en N) par la sonde sur le corps du patient.
- *Commandes* (paramètres de configuration, de contrôle, etc.).

Le **système TER** propose une conception d'un système de télé-échographie à base d'un robot léger (voir figure 3.13), compliant, portable avec un contrôle sûr, basé sur une architecture du type maître-esclave, avec un protocole de communication adapté au transfert de données (images télé-échographiques, visio-conférence, données haptiques) pour la télé-échographie en utilisant différents types des réseaux (ISDN, LAN et VTHD). Une Interface Homme Machine (IHM) a été développée pour fournir au médecin un système intégré avec la visio-conférence et les images échographiques. Le système maître offre un retour de force permettant au chirurgien de sentir la force exercée par le robot. L'architecture du robot est conçue pour être solidaire du corps du patient, le robot se déplace sur le corps du patient grâce à quatre câbles (architecture parallèle) montrés dans la figure 3.13. Deux prototypes (TER1 et TER2) ont été développés avec des technologies différentes pour les actionneurs (pneumatiques puis électriques). Le système d'orientation pour TER2 a été amélioré par rapport à celui du premier prototype.

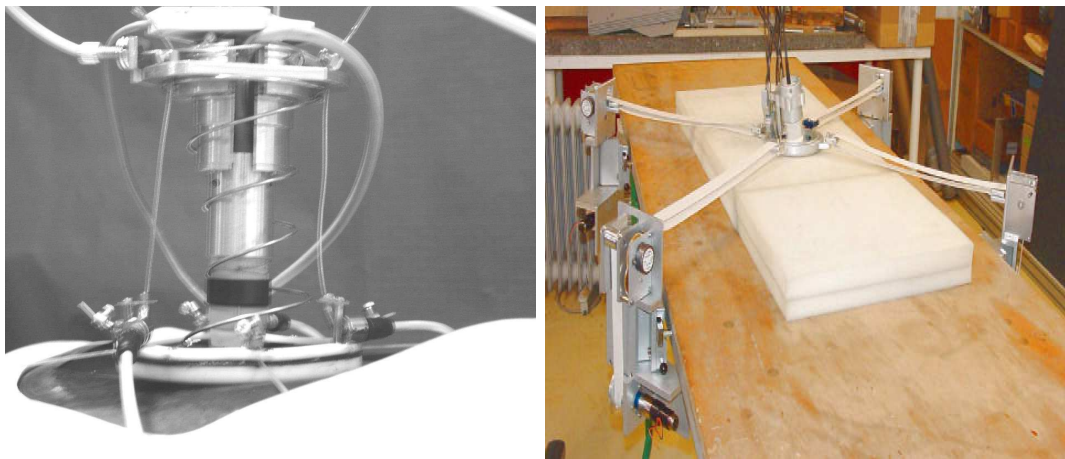


FIG. 3.13 – Système robotique TER1 et TER2.

L'architecture du système TER dans sa globalité est la même pour les deux prototypes des robots porte-sonde développés. Seuls quelques éléments matériels changent en fonction des choix technologiques liés à la conception du robot. Les figures 3.14 et 3.15

illustrent les composantes matérielles du système TER1 et TER2, qui seront décrites plus en détail dans la section 5.1. Le système a été conçu initialement pour réaliser des examens échographiques abdominaux, même si d'autres applications peuvent être envisagées telles que l'échographie des membres inférieurs.

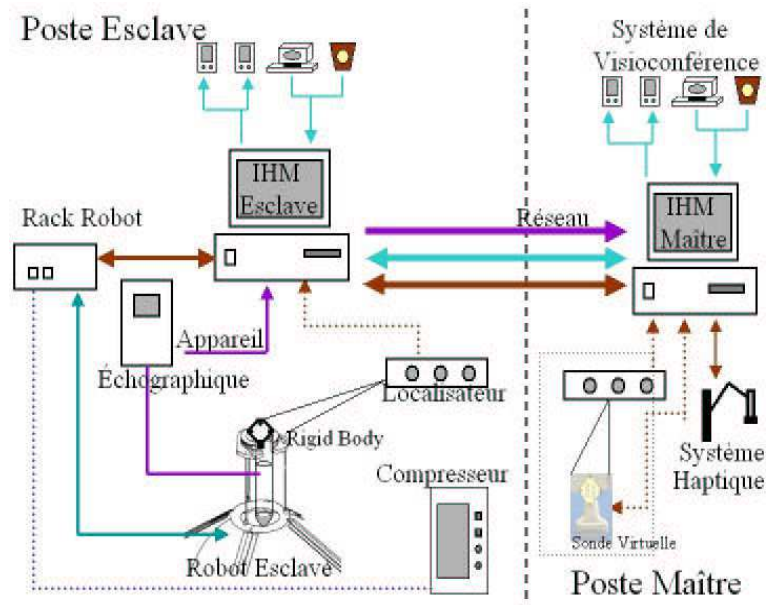


FIG. 3.14 – Composantes matérielles du système TER1.

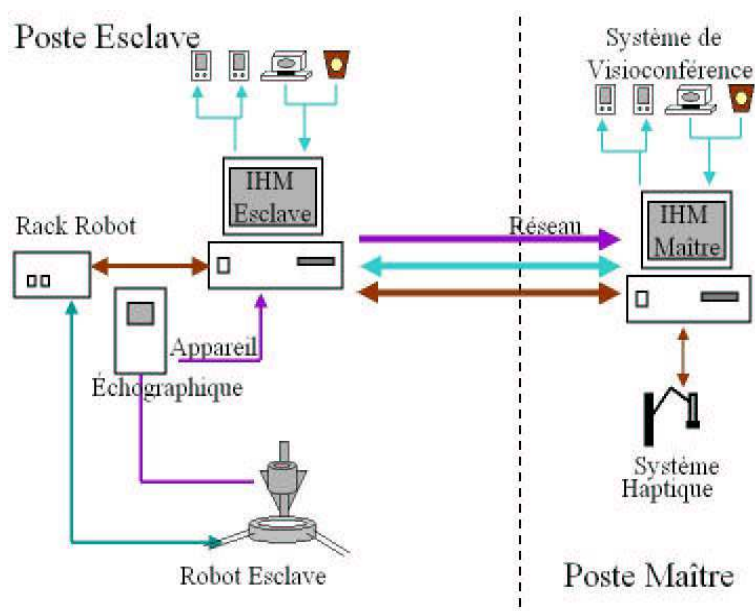


FIG. 3.15 – Composantes matérielles du système TER2.

Chapitre 4

Robot Porte-Sonde TER

Parmi les principales activités développées par l'auteur de ce mémoire dans la cadre du projet TER se trouvent; le choix de la structure robotique, la conception, la modélisation et la programmation du robot, ainsi que la caractérisation des composantes (notamment des muscles artificiels), l'intégration du système et les test in-vitro et in-vivo. Dans ce chapitre le robot porte-sonde TER est donc présenté plus en détail dans ses deux versions. Ci-dessous sont mentionnés les points du cahier de charges pris en compte pour la conception mécanique du robot.

- Comme nous l'avons introduit précédemment, nous nous sommes orientés a priori vers la conception d'un système léger, non rigide, porté par le corps du patient à examiner.
- La charge utile (sonde échographique et support porte-sonde) est reliée par des structures de géométrie filaire (câbles, bandes, sangles, fils, etc.) à des points d'ancrage, eux-mêmes fixés sur le porte-sonde. La déformation d'une telle structure permet au système de s'adapter d'une manière flexible à des contraintes mécaniques extérieures au système. Deux brevets ont été déposés¹.
- Ces structures filaires sont susceptibles d'exercer sur la charge utile des forces de traction qui tendent à rapprocher la charge vers une position. Le mouvement est produit par la résultante de toutes les forces attirant vers cette position.

1. a) Système télécommandable de positionnement sur un patient d'un dispositif d'observation/interventions. P. Cinquin, J. Troccaz, Déposé par l'Université Joseph Fourier, le 15 Juillet 1999, no 99/09363, France. b) Système de déplacement pneumatique P. Cinquin, J. Troccaz. Déposé par l'Université Joseph Fourier, le 15 Juillet 1999, no 99/09362, France

- Les forces de traction seront exercées par des dispositifs du type moteur pneumatique ou électrique qui seront commandés par des interfaces appropriées.

Dans le système TER1, des muscles artificiels ont été sélectionnés, car la compliance intrinsèque de ces actionneurs est une des caractéristiques qui nous intéressent vis-à-vis des objectifs du projet. En fait le muscle artificiel a une géométrie filaire avec une source d'énergie facilement disponible (air comprimé). L'idée de base était de pouvoir utiliser ces muscles en contact directe avec la peau du patient. Sur la base de l'expérimentation un autre choix a été effectué pour TER2.

4.1 Configuration du robot esclave (partie translation)

Pour la définition de la conception mécanique du système produisant le mouvement de translation, différentes configurations ont été étudiées. Dans chaque configuration, l'espace de travail, le nombre d'actionneurs, les capteurs et le modèle géométrique inverse ont été pris en compte pour proposer le système.

La première configuration étudiée a été une configuration triangulaire (voir figure 4.1). Dans cette configuration trois muscles de 20 *cm* sont attachés par une extrémité à un point fixe et par l'autre à une couronne ou base du robot (ou attaché aux autres deux muscles, condition idéale pour la détermination de la position du point commun). Cette configuration représente la quantité minimale de muscles pour déplacer la sonde en translation 2D. L'aire de travail est limitée par le pourcentage de contraction des muscles (20 % de leur longueur environ), ce qui représente une contrainte car l'aire minimale de travail pour une femme enceinte est de 8 *cm* de rayon en moyenne.

La deuxième configuration est celle d'un carré (voir figure 4.2). Dans cette configuration, quatre muscles sont attachés par une extrémité à un point fixe et par l'autre à une couronne. Cette configuration permet de déplacer la sonde dans des zones importantes qui ne sont pas atteintes avec la configuration triangulaire. L'aire de travail reste cependant limitée. Pour cette raison la configuration montrée dans la figure 4.3 a été conçue et retenue. Cette configuration utilise des poulies comme il est montré dans la figure 4.3 où deux muscles artificiels de McKibben (Tondu et Lopez 2000), sont placés de chaque côté du patient. Chaque muscle est attaché par une de ses extrémités à un point fixe et par l'autre à un câble relié à une poulie associée à un multiplicateur.

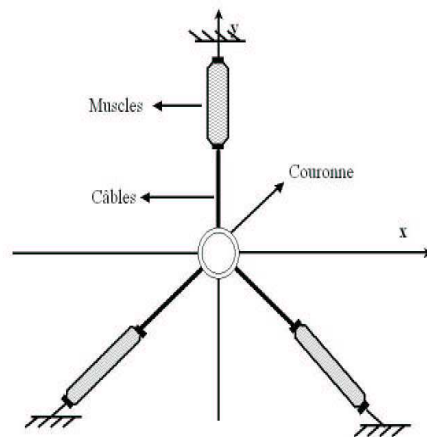


FIG. 4.1 – Configuration triangulaire.

Le multiplicateur est attaché à une sangle (câble) elle même reliée à la couronne.

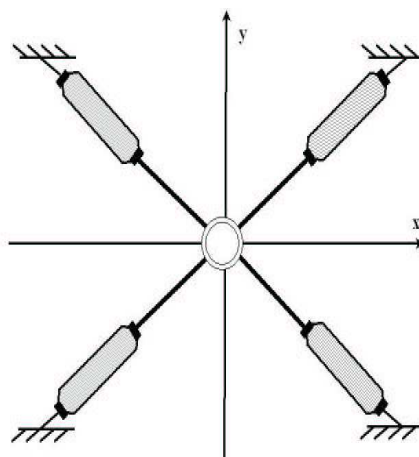


FIG. 4.2 – Configuration carrée.

Le système de poulies va permettre de diminuer les forces exercées par les muscles et d'augmenter les déplacements d'un facteur k . L'aire de travail est donc étendue. Avec cette configuration la sonde peut être déplacée sur l'abdomen, le ventre et la poitrine sans problème d'espace. Le ventre d'une femme enceinte peut être modélisé par une sphère. Rappelons que l'application principale visée par TER1 était l'examen échographique des femmes enceintes. Les déplacements de la sonde auront donc lieu le long des méridiens ou des parallèles ou sur une trajectoire.

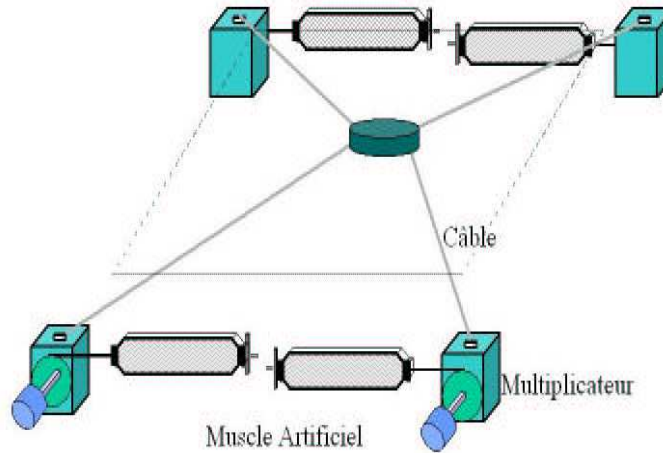


FIG. 4.3 – Configuration carrée avec des poulies.

4.2 Robot porte-sonde TER1

Les caractéristiques du robot avec la configuration retenue sont mentionnées ci-dessous.

- **Degrés de liberté.** Le robot a 6-ddl; 2-ddl associés à la position (x,y) , 3-ddl associés à son orientation (α,β,γ) et un dernier ddl correspondant au déplacement le long de l'axe vertical de la sonde (z).
- **Robot découplé.** Les sous-systèmes de translation et de rotation du robot sont découplés (voir figure 4.4).

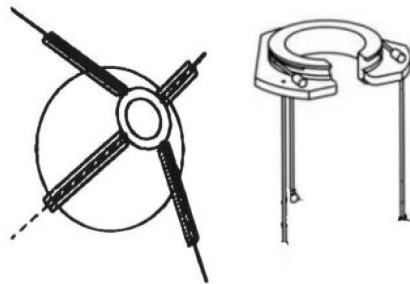


FIG. 4.4 – Robot découplé.(gauche)-Structure de translation. (droite)- Structure d'orientation.

- **Robot parallèle.**

- *Translation 2D.* Ce sous-système comprend une structure parallèle avec quatre actionneurs (muscles artificiels de McKibben) attachés à une couronne (appelée couronne inférieure) pour contrôler la position de la sonde (voir figure 4.5). Comme il a été dit précédemment les amplitudes des déplacements des muscles sont multipliées en utilisant un système mécanique pour augmenter l'espace de travail.

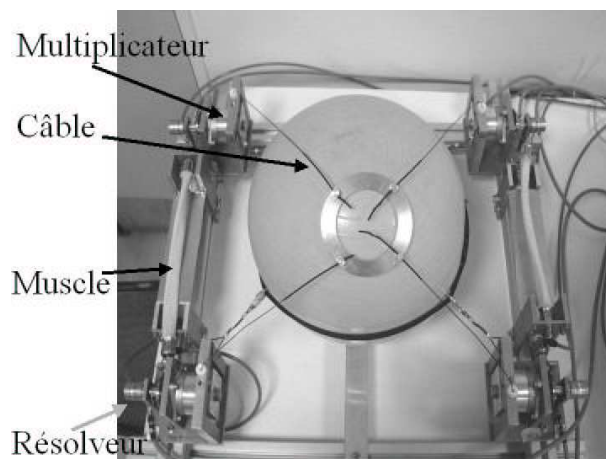


FIG. 4.5 – Système mécanique pour la translation.

- *Orientation et translation verticale.* Le sous-système présente également une structure parallèle (voir figure 4.6). Quatre actionneurs (muscles de McKibben) contrôlent trois rotations en plus de la translation sur l'axe de la sonde. Les muscles sont attachés aux câbles de façon directe d'un côté et de l'autre à une couronne (appelée couronne supérieure).

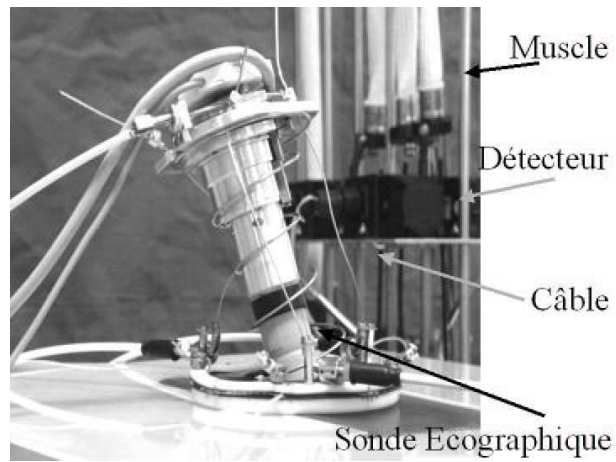


FIG. 4.6 – Robot contrôlant l'orientation et la position sur l'axe de la sonde.

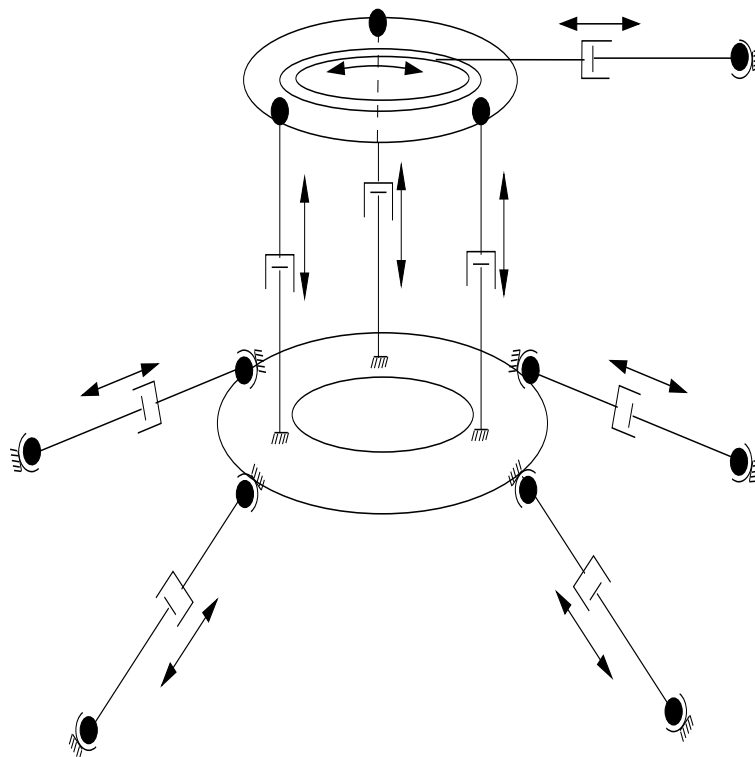


FIG. 4.7 – Représentation TER1.

4.2.1 Composantes mécaniques et électroniques

La figure 4.8 montre les composants principales du robot (une composant pour chaque structure parallèle est montré) décrits ci-dessous.

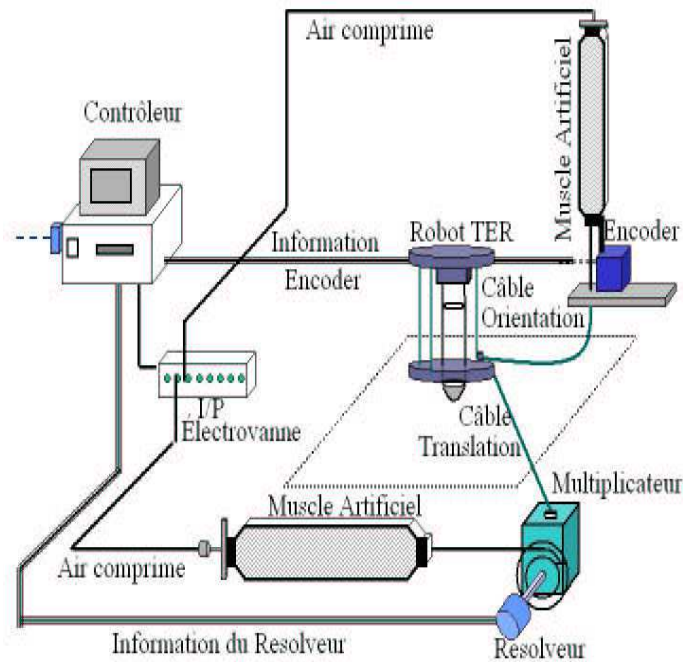


FIG. 4.8 – Composantes mécanique du robot TER.

- *Muscles artificiels de McKibben.* (*Artificial Muscle.* 1960), (Tondu et Lopez 2000). Le muscle artificiel est un système contractile et compliant, stimulé par un signal externe (air comprimé). Le muscle artificiel est un tube en caoutchouc recouvert d'une enveloppe tressée. Le principe de motricité est le suivant: quand la pression de l'air contenu dans le tube augmente, le muscle se contracte longitudinalement et inversement, il s'allonge lorsque la pression d'air diminue (voir figure 4.9). L'annexe C de ce mémoire est consacrée à une information plus détaillée de ce type d'actionneur. La translation (couronne inférieure) est produite par quatre muscles ayant la même longueur l_t et le même angle de tresse α_t (voir figure C.2). Les rotations associées aux angles β et γ sont produites par trois muscles de longueur l_r et le même angle de tresse α_r . En actionnant simultanément ces trois muscles la translation verticale (axe z) de la sonde est produite. La rotation d'angle α (appelée rotation propre de la sonde) est produite par un muscle de

longueur l_p et d'angle de tresse α_p .

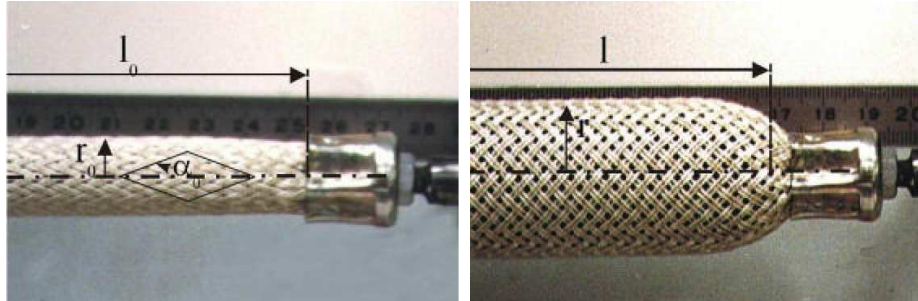


FIG. 4.9 – Muscles artificiels de McKibben.

- *Multiplicateurs.* Comme il a été évoqué, le muscle ne peut se contracter que de 20% à 25% de sa longueur, ce qui génère un espace de travail réduit, pour étendre l'espace de travail des multiplicateurs ont donc été utilisés. Le multiplicateur peut être vu comme un bloc entrée/sortie (voir figure 4.10). A l'entrée du bloc il existe une poulie qui tourne par l'action du muscle artificiel à une vitesse angulaire ω_e . A la sortie du multiplicateur une deuxième poulie est associée au câble qui est attaché à la couronne inférieure. La deuxième poulie a une vitesse angulaire ω_s . A l'intérieur du bloc, un double système d'engrenages planétaires permet de multiplier la vitesse angulaire de l'entrée par un facteur de 10, ce qui se traduit par un déplacement 10 fois plus important du câble par rapport à celui du muscle. Le déplacement des câbles attachés entre les multiplicateurs et la couronne inférieure est donc dix fois celui des muscles en contraction.

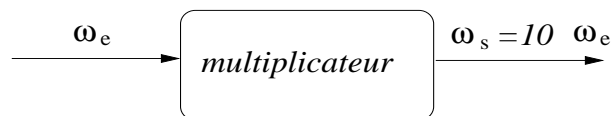


FIG. 4.10 – Système de multiplication.

- *Résolveurs.* Ce sont des capteurs qui fournissent une mesure du déplacement effectué par un élément. Les résolveurs utilisés avec le robot mesurent l'angle de rotation de la poulie du multiplicateur à laquelle chaque muscle est attaché.
- *Electrovannes.* La fonction des électrovannes est de fournir l'air comprimé aux muscles artificiels à partir d'une consigne en mA et de maintenir une pression constante.
- *Câbles.* Ils transmettent le mouvement produit par les muscles aux couronnes inférieure et supérieure.

- *Détecteurs à câbles.* Ce sont des capteurs qui permettent de connaître le déplacement effectué par un élément. Les détecteurs à câbles utilisés avec le robot mesurent une intensité qui correspond au déplacement réalisé par le muscle.
- *Compresseur.* Il fournit l'air comprimé nécessaire aux actionneurs pneumatiques du robot porte-sonde TER1. Le compresseur doit fournir une pression maximale de 6 bars. Le compresseur sera remplacé par une source d'air comprimé disponible en environnement médical (circuit de distribution intra-hospitalier ou bouteilles d'air comprimé).

4.2.2 Architecture logicielle

Le contrôleur du robot sert de lien entre le robot et l'IHM afin que l'utilisateur puisse manipuler le robot. Le contrôleur doit générer les mouvements correspondant aux consignes de l'utilisateur et assurer le bon comportement du robot grâce aux informations fournies par les capteurs existants. La partie logicielle du contrôleur effectue le traitement des informations provenant des capteurs externes, gère la communication et la synchronisation des processus. La partie matérielle comprend les cartes électroniques permettant au logiciel de fonctionner et des cartes d'entrée-sortie faisant le lien avec l'environnement. La figure 4.11 illustre la vue logique de la spécification du contrôleur du robot TER1, où chaque bloc est un sous-système. Les liens (flèches en pointillé) expriment les relations de dépendance entre ceux-ci. Ces relations signifient que les objets d'un sous-système utilisent, d'une manière ou d'une autre, les objets d'autres sous-systèmes.

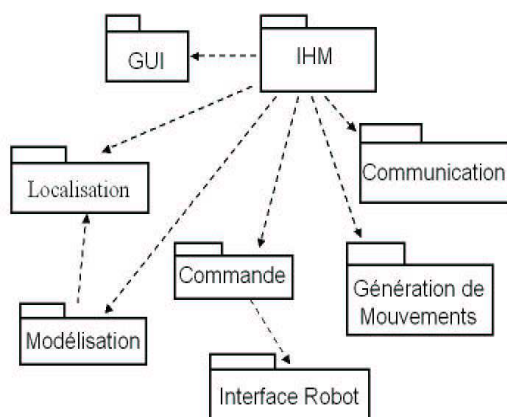


FIG. 4.11 – Vue logique du contrôleur du robot TER.

Le contrôleur doit être capable de:

- Récupérer les consignes transmises par le réseau.
- Convertir les consignes provenant du poste maître (consignes cartésiennes $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$) en consignes articulaires (longueur des câbles $l_i, i = 1, \dots, 8$).
- Exécuter en temps réel les mouvements demandés dans l'espace cartésien par le médecin.
- Commander le robot avec une loi de commande.
- Envoyer la position réelle du robot au poste maître via le réseau.

Pour pouvoir réaliser ces tâches, les sous-systèmes de la figure 4.11 ont été définis et sont décrits ci-dessous.

- **Sous-système de Communication.** Il est chargé de récupérer/envoyer de l'information du/au réseau. Ce sous-système sera décrit plus en détail dans le chapitre 5 (section 5.2.2).
- **Sous-système de Modélisation.** Il est chargé de changer les consignes cartésiennes en consignes articulaires. Il utilise pour cela le Modèle Géométrique Inverse (MGI) du robot.
- **Sous-système de Commande.** Il asservit le robot avec une loi de commande permettant le calcul des consignes appropriées pour que les actionneurs produisent les mouvements désirés.
- **Sous-système de Génération de Mouvements.** Ce module a été développé pour tester le système TER1. A partir d'un profil de trajectoire donné, la capacité du système à suivre cette trajectoire est testée.
- **Sous-système de Localisation.** L'utilisation d'un *localisateur* permet de déterminer la position (localiser) d'un objet à l'aide de "corps rigides", objets qui lui sont associés et qui sont localisés. Dans le robot porte-sonde TER1 un corps rigide est fixé à la sonde échographique. Cette position est envoyée au poste maître en tant que position réelle de la sonde. Pour localiser un corps rigide, il faut connaître sa position et également son orientation. La position d'un corps rigide est définie par convention comme étant celle d'un point connu de celui-ci par rapport à un référentiel absolu. A partir de ce point on définit un repère associé au corps rigide (référentiel RB). L'orientation du corps rigide est donnée comme étant celle définie par les valeurs des trois rotations permettant le passage du référentiel absolu au référentiel RB (Chassat 2001). Différentes technologies

de localisation existent: magnétiques, optiques, ultrasonores, etc. Le localisateur du poste esclave utilisé lors de notre expérimentation appartient à la classe des localisateurs optiques. C'est un Polaris de la société NDI basé sur le repérage de marqueurs actifs artificiels (diodes infra-rouges émettrices) et les capteurs sont des caméras CCD (Charge-Coupled Device) bidimensionnelles. Le sous-système de localisation calcule donc la position réelle du robot avec l'aide d'un localisateur optique. Le système interprète les données provenant du localisateur en coordonnées cartésiennes correspondant à la position de la sonde échographique par rapport au référentiel absolu. La connaissance de la position de la sonde échographique réelle par rapport au système de référence inertiel du robot est donc déterminée. La figure 4.12 montre les deux systèmes de référence que sont utilisés. Les système $X_{REF}Y_{REF}$ est un repère inertiel et le système $(X_{RB-Fixe}Y_{RB-Fixe})$ est le repère absolu associé au corps rigide (rigid body en anglais) pour la localisation de la sonde échographique.

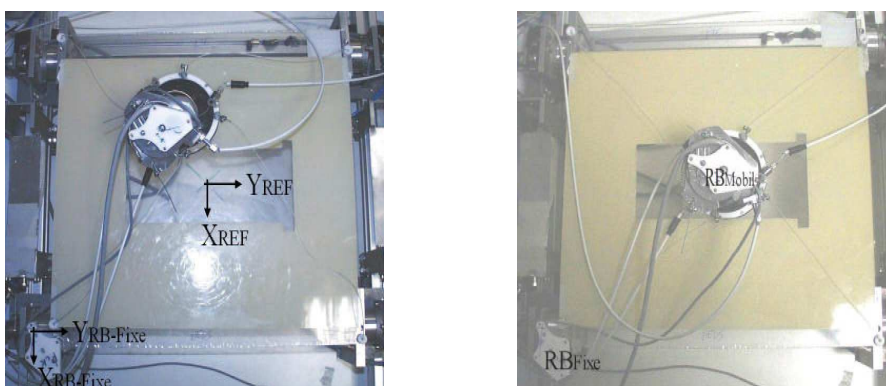


FIG. 4.12 – (gauche)-Systèmes de référence. (droite)-Localisation des systèmes RB_{Sonde} et RB_{Fixe} .

Le rigid body noté (RB_{Fixe}) qui est attaché au système de référence fixe est monté à la base des câbles. Le rigid body mobile noté (RB_{Mobil}) est attaché à la partie supérieure de la couronne supérieure (voir figure 4.12-droite). Avec ce rigid body (RB_{Mobil}) le système de localisation peut calculer la position de la sonde par rapport au référentiel fixe.

- **Sous-système Interface Robot.** Ce sous-système permet de récupérer l'information provenant des capteurs et de l'envoyer aux actionneurs. Ce sous-système est lié à l'architecture matérielle (voir figure 4.13).
- **Sous-système Interface Utilisateur.** Les interfaces Homme-Machine (IHM) et d'utilisateur (GUI) seront décrites plus en détail dans le chapitre 5 (section 5.2.5). La GUI est le moyen que l'utilisateur a pour dialoguer avec le contrôleur du robot. Elle permet de sauvegarder différents types d'information qui peuvent

être utiles pour le suivi du comportement du robot.

Un microprocesseur avec un OS Windows NT (voir diagramme de déploiement, figure 4.13) est utilisé. Le découpage du système en tâches et la définition des priorités de ces tâches ne doivent pas nuire au bon déroulement du contrôleur général. D'un point de vue interne, le contrôleur doit exécuter plusieurs activités pour arriver à produire les commandes conduisant au bon fonctionnement du robot. La figure 4.13 illustre le diagramme de déploiement dans lequel le contrôleur est implanté. Plusieurs cartes effectuant l'interface entre le processeur sur lequel est implanté le contrôleur et l'actionneur et ses capteurs sont utilisées.

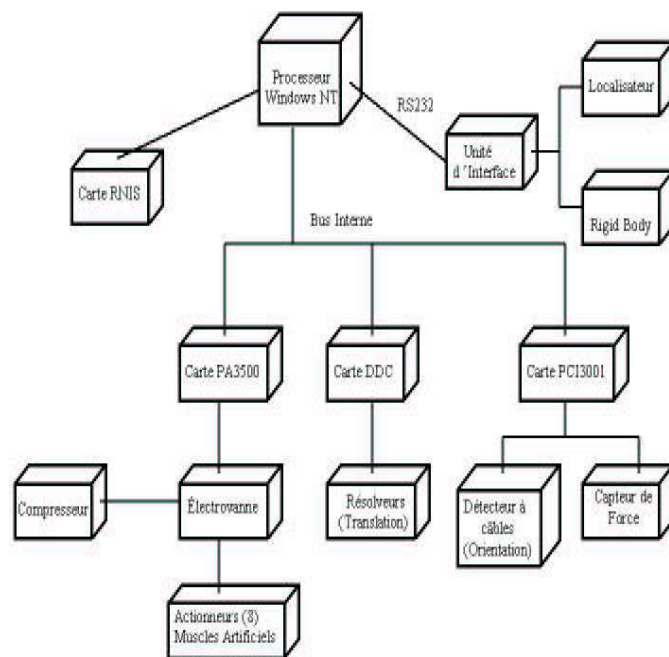


FIG. 4.13 – Diagramme de déploiement matériel du Robot TER1.

Dans ce qui suit, quelques-uns des sous-systèmes de l'architecture logicielle sont décrits plus en détail au regard de leur importance vis-à-vis du fonctionnement du système global.

4.2.3 Modélisation géométrique inverse

Même si un modèle cinématique et un autre dynamique ont été étudiés, le modèle géométrique inverse est le seul présente ici car c'est le modèle retenue pour notre application. Le système de modélisation est chargé de transformer les consignes cartésiennes en consignes articulaires. Il utilise le Modèle Géométrique Inverse du robot (MGI) pour les convertir. Comme cela a été déjà évoqué, pour pouvoir localiser un objet dans l'espace, il est nécessaire de définir différents repères qui seront liés au robot et à la sonde échographique (voir figures 4.14 et 4.15). Le module MGI utilise ces repères pour pouvoir calculer les longueurs de câbles correspondant à une position donnée par rapport au système absolu. Les repères définis sont les suivants :

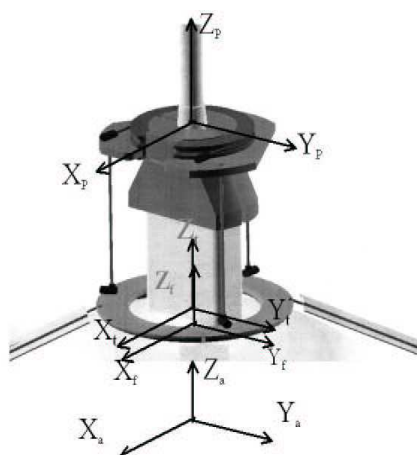


FIG. 4.14 – Repères associés à la sonde échographique.

- **Repère Inertiel** (O_a, X_a, Y_a, Z_a) . L'origine du repère est située au barycentre des quatre points d'accrochage A_i des câbles. Un système de coordonnées fixe $(O_{Fixe}, x_{Fixe}, y_{Fixe}, z_{Fixe})$ au point d'accroche A_4 et l'utilisation du système de localisation permet de connaître précisément les autres coordonnées des points d'accrochage A_i . La position de la sonde virtuelle envoyée par le poste maître est définie dans ce système de référence et correspond au point de contact entre la sonde réelle et la peau du patient.
- **Repère** (O_t, X_t, Y_t, Z_t) . L'origine de ce repère est située au centre de la couronne inférieure où sont attachés les câbles. Le repère est associé au mouvement de translation du robot.
- **Repères** (O_o, X_o, Y_o, Z_o) et (O_p, X_p, Y_p, Z_p) . Les origines de ces repères sont situées au centre de la couronne supérieure. Le repère o est associé au mouvement

d'orientation de la sonde et de translation verticale et le repère p est associé au mouvement de rotation propre.

- **Repère** (O_f, X_f, Y_f, Z_f) . L'origine de ce repère est située à l'extrémité et au centre de la sonde et correspond au point de contact de la sonde avec la peau du patient. Le repère f est associé à l'organe terminal c.a.d. à la sonde.

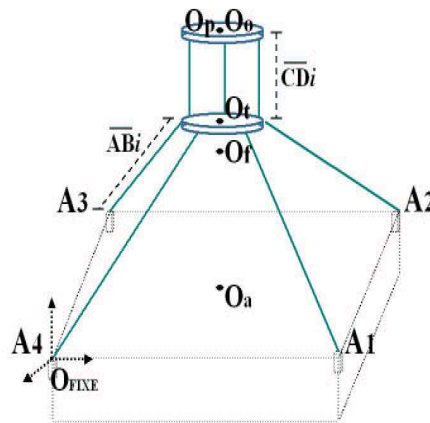


FIG. 4.15 – Repères associés au système robotique.

Dans le domaine du modèle géométrique des robots deux cas sont généralement étudiés : le modèle géométrique inverse et le modèle géométrique directe. Dans le modèle géométrique inverse la longueur des câbles (coordonnées articulaires) est calculée à partir d'une position désirée dans l'espace (position et orientation). Dans le modèle géométrique directe le problème inverse se pose. Le modèle géométrique inverse est plus simple pour les robots parallèles que pour les robots série, car les équations définissant les coordonnées articulaires sont des équations géométriques simples; par contre le modèle géométrique directe représente un problème plus difficile à résoudre (cf. (Merlet 1997)).

Dans le système TER1 seul le modèle géométrique inverse est calculé. Le calcul du modèle géométrique direct est remplacé par l'utilisation du localisateur optique qui permet la connaissance de la position et de l'orientation de la sonde échographique en tout moment. En effet, outre la difficulté inhérente à la réalisation du modèle géométrique directe des robots parallèles, le localisateur permet une précision de localisation difficile à atteindre par la modélisation de ce robot à câbles sur une surface inconnue et relativement mobile.

Le robot porte-sonde TER1 est partiellement solidaire du corps du patient car les points d'attachement des câbles se localisent sur le lit médical. L'espace de travail étant généralement inconnu, le robot doit s'adapter au corps du patient à tout instant. Les premières approximations de l'espace de travail sont le plan et la sphère qui modélisent le ventre d'une femme enceinte. Mais un modèle 3D de la surface pourra également être utilisé.

Dans le système TER1 le calcul du modèle géométrique inverse consiste à trouver la longueur des câbles (L_{AB} et L_{CD}) qui est en relation avec la longueur des muscles artificiels (actionneurs).

Modèle géométrique pour la translation

La structure de translation (couronne inférieure) est considérée comme un corps rigide dans l'espace (voir figure 4.16).

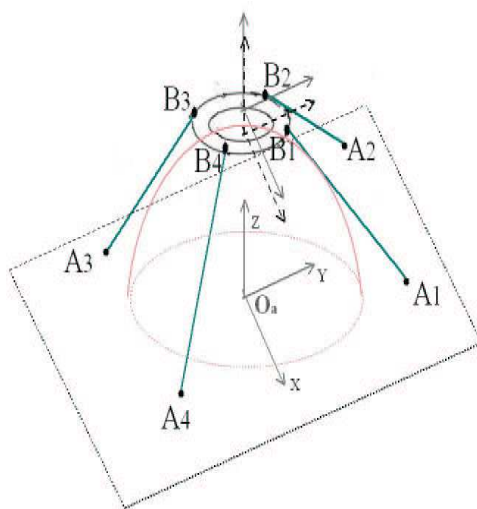


FIG. 4.16 – Représentation schématique de la structure de translation.

Cette couronne ne peut pas tourner librement autour de l'axe Z_t car les câbles l'en empêchent. D'autre part la couronne se déplace en restant toujours en contact avec la peau du patient (surface de la sphère). En coordonnées sphériques (r, θ, ϕ) le rayon r est constant (voir figure 4.17) pour tout mouvement de translation contraint (par l'action des câbles) à évoluer sur la surface sphérique. Le système a donc seulement 2 ddl qui lui permettent d'effectuer ces déplacements. Les valeurs de θ et ϕ donnent

d'une manière naturelle une orientation propre à la couronne inférieure, qui serait plus complexe à trouver si on avait utilisé les coordonnées cartésiennes actuelles (x, y, z) liées par l'équation de la sphère $(x^2 + y^2 + z^2 = r^2)$. Le système étant clairement contraint à évoluer sur la surface de la sphère, la position (x, y) du centre de la couronne inférieure serait localisée sur le plan tangent Π_t à la sphère dans ce point.

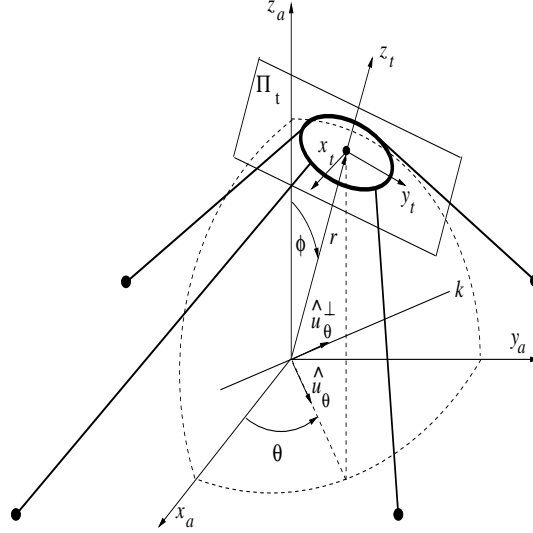


FIG. 4.17 – Représentation des contraintes du système de translation.

Chaque câble a deux points associés correspondant à ses extrémités, les points A_i (attachement avec la base) et B_i (attachement avec la couronne inférieure) avec $i = 1, \dots, 4$. Dans la figure 4.18 une position quelconque de la couronne inférieure est montrée. La longueur des câbles (L_{AB_i}) est donnée par l'équation 4.1 (voir figure 4.15).

$$L_{A_i B_i} = \|\overrightarrow{{}^a A_i B_i}\| \quad (4.1)$$

Dans cette équation $\overrightarrow{{}^a A_i B_i}$ dénote un vecteur entre les points A_i et B_i définis dans le repère inertiel (O_a, x_a, y_a, z_a) . A partir de la figure 4.18 l'équation (4.2) est déduite.

$${}^a A_i B_i = {}^a \overrightarrow{A_i O_a} + {}^a \overrightarrow{O_a B_i} \quad (4.2)$$

où à partir de la figure 4.18

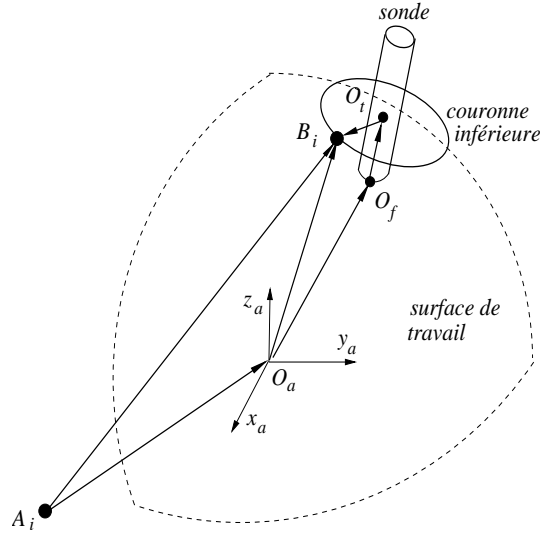


FIG. 4.18 – Détermination du vecteur $\overrightarrow{A_i B_i}$.

$${}^a \overrightarrow{O_a B_i} = {}^a (\overrightarrow{O_a O_f}) + {}^a R_T {}^f (\overrightarrow{O_f O_t} + \overrightarrow{O_t B_i}) \quad (4.3)$$

${}^a R_T$ est la matrice de rotation exprimé dans le repère inertiel telle que ${}^a R_T : (O_f, x_f, y_f, z_f) \rightarrow (O_a, x_a, y_a, z_a)$. Les termes de 4.3 peuvent être identifiés.

La matrice de rotation ${}^a R_T$ est déterminée de façon différente pour chaque type de surface (plan, sphère ou ventre 3D) en prenant en compte les contraintes décrites antérieurement. Pour déterminer la matrice ${}^a R_T$, la procédure est la suivante.

- **Plan :** La couronne inférieure se déplace sur un plan parallèle au plan formé par les points d'attachement A_i . L'orientation de la couronne inférieure reste constante ($\phi = 0$). La matrice de rotation ${}^a R_T$ est donc la matrice identité I_3 .
- **Sphère :** La matrice de rotation est obtenue en utilisant une convention d'angles d'Euler ZYZ avec les rotations $\text{Rot}(Z, \theta) \text{Rot}(Y, \phi) \text{Rot}(Z, -\theta)$. La matrice de rotation ${}^a R_T$ est donc donnée par l'équation (4.4):

$${}^a R_T = \begin{bmatrix} c_\phi c_\theta^2 + s_\theta^2 & c_\theta s_\theta s_\phi - c_\theta s_\theta & c_\theta s_\phi \\ s_\theta c_\theta c_\phi - s_\theta c_\theta & s_\theta^2 c_\phi + c_\theta^2 & s_\theta s_\phi \\ -s_\phi c_\theta & -s_\theta s_\phi & c_\phi \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

où $c_i = \cos \beta$ $s_i = \sin \beta$ avec $i = \theta, \phi$, θ et ϕ représentent les 2 ddl en coordonnées sphériques (r, θ, ϕ) définis précédemment. Le même résultat est obtenu en faisant tourner le système (O_t, x_t, y_t, z_t) autour d'un axe k d'un angle ϕ . L'axe k est déterminé à partir de l'angle θ appartenant aux coordonnées sphériques. Dans le repère absolu un vecteur unitaire \hat{u}_θ^\perp peut être défini à partir de l'angle θ comme il est montré dans la figure 4.17. On a donc $\hat{u}_\theta = [-\sin\theta \ \cos\theta]^T$ et $\hat{u}_\theta^\perp = [\cos\theta \ \sin\theta]^T$. La matrice de rotation ${}^a_f R_T$ correspond à la rotation d'angle ϕ autour de l'axe k .

- **Ventre 3D :** Dans le cas où la surface du ventre a été acquise par palpation, elle peut être représentée par maillage triangulaire. Chaque triangle est construit à partir de trois points (vertex). Ces points définissent une facette (figure 4.19). La première action à réaliser est de trouver quelle est la facette (triangle) la plus proche du point définissant la position désirée du robot (envoyée par le poste maître) ou celle qui contient ce point. Pour cela, il faut trouver la distance minimale entre le point désiré et les droites normales aux triangles qui composent la surface. Une fois cette distance calculée, la droite normale au triangle associée fournit l'information sur l'orientation que doit avoir la structure de translation. La normale est exprimée en coordonnées sphériques (r, θ, ϕ) et le calcul est fait comme il a été décrit précédemment pour la sphère.

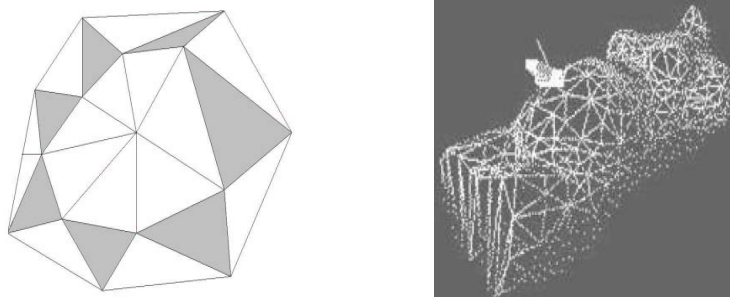


FIG. 4.19 – Surface triangulaire.

Modèle géométrique pour l'orientation et translation sur l'axe de la sonde

La structure d'orientation montrée dans la figure 4.20 ou couronne supérieure possède 4 ddl, z est associé à l'enfoncement local de la sonde dans le ventre/abdomen du patient, l'orientation est représentée par les angles d'Euler (α, β, γ) avec une convention ZYX .

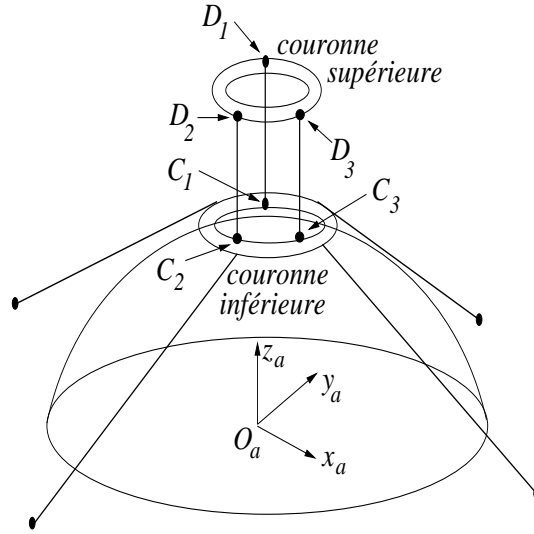


FIG. 4.20 – Robot pour l'orientation et translation sur l'axe Z.

A partir des figures 4.15 et 4.20 les longueurs des câbles (entre les deux couronnes) L_{CD_i} peuvent être obtenues de la manière suivante:

$$L_{CD_i} = \|\overrightarrow{{}^a C_i D_i}\| \quad (4.5)$$

Le vecteur $\overrightarrow{{}^a C_i D_i}$ est calculé à partir de (voir figure) 4.21:

$$\overrightarrow{{}^a C_i D_i} = \overrightarrow{{}^a O_a D_i} - \overrightarrow{{}^a O_a C_i} \quad (4.6)$$

où $\overrightarrow{{}^a O_a D_i}$ et $\overrightarrow{{}^a O_a C_i}$ peuvent être exprimés par les équations 4.7 et 4.8.

$$\overrightarrow{{}^a O_a C_i} = \overrightarrow{{}^a (O_a O_f)} + {}^a R_T^f (\overrightarrow{O_f O_t} + \overrightarrow{O_t C_i}) \quad (4.7)$$

$$\overrightarrow{{}^a O_a D_i} = \overrightarrow{{}^a (O_a O_f)} + {}^a R_T^f {}^f R_O^o (\overrightarrow{O_f O_o}) + {}^a R_T^f {}^f R_O^o {}^o R_P^p (\overrightarrow{O_p D_i}) \quad (4.8)$$

La matrice ${}^a R_T^f$ est donnée en (4.4) et la matrice ${}^f R_O^o$ est celle associée à l'orientation

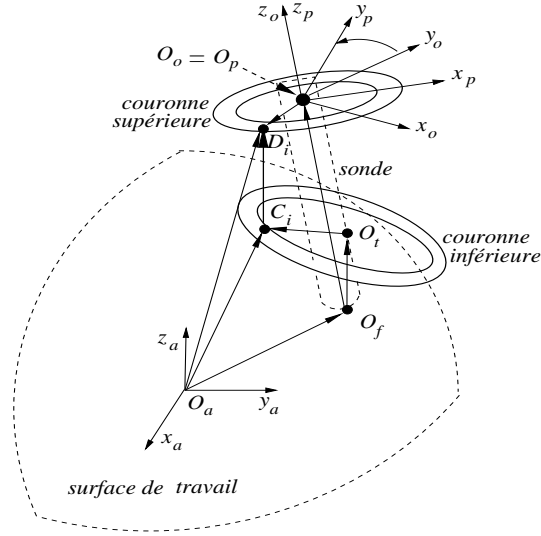


FIG. 4.21 – Détermination du vecteur $\overrightarrow{C_i D_i}$.

de la couronne supérieure avec les angles d'Euler (α, β, γ) de convention ZYX . Cette matrice est donnée dans l'équation (4.9).

$${}^f R_O = \begin{bmatrix} c_\alpha c_\beta & c_\alpha s_\beta s_\gamma - s_\alpha c_\gamma & c_\alpha s_\beta c_\gamma + s_\alpha s_\gamma \\ s_\alpha c_\beta & s_\alpha s_\beta s_\gamma + c_\alpha c_\gamma & s_\alpha s_\beta c_\gamma - c_\alpha s_\gamma \\ -s_\beta & c_\beta s_\gamma & c_\beta c_\gamma \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

La matrice ${}^o R_P$ est simplement :

$${}^o R_P = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

4.2.4 Système de commande

Le système de commande est chargé d'asservir le robot avec une loi de commande permettant le calcul des consignes appropriées pour que les actionneurs produisent les mouvements désirés. Deux lois de commande ont été étudiées. Le contrôle en pression a

été la première idée pour commander le système car dans (Vial 1997) et (Boitier 1996) un contrôle basé sur l'équation (4.11) qui est fonction de la pression dans le muscle est développé. Pour ce premier choix un nombre important d'inconnues était associé, ainsi qu'un imprécision significative du système. On a opté pour un deuxième contrôle en position articulaire qui fut étudié, implémenté et testé en se basant sur une loi de commande simple du type PID. On décrit ci-dessous ceux deux types de contrôle.

Contrôle en pression

La force développée dans chaque muscle est calculée à partir d'un modèle de forces statiques, en considérant la force désirée associé à la position désirée. La force dans le muscle artificiel (Tondu et Lopez 2000) est donnée par l'équation 4.11.

$$F = \frac{\pi r_0^2}{l_0^2} (P_{int}) [a(l_0 - kx)^2 - l_0^2 b] \quad (4.11)$$

où P_{int} est la pression à l'intérieur du muscle avec $P_{int} = P_{man} - P_{atmos}$. P_{man} représente la pression manométrique et P_{atmos} la pression atmosphérique. $x = (l_0 - l)$ avec l_0 et l les longueurs initiale et finale du muscle, $k = 1.25$, r_0 est le rayon initial du muscle et α_0 son angle de tresse initial. Les termes a et b sont déterminés par les relations suivantes.

$$a = \frac{3}{\tan^2(\alpha_0)} \quad (4.12)$$

$$b = \frac{1}{\sin^2(\alpha_0)} \quad (4.13)$$

Connaissant la longueur et la force de chaque muscle, la pression nécessaire pour déplacer le robot à une position donnée avec une force donnée peut être déterminée de la façon suivante (voir figure 4.22).

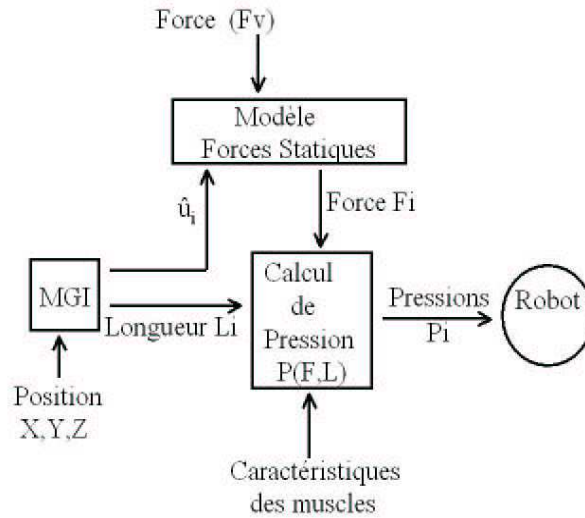


FIG. 4.22 – Diagramme de contrôle en pression.

- Tout d'abord la longueur des sangles est déterminée en utilisant le modèle géométrique inverse (MGI) dans le repère (O_a, x_a, y_a, z_a) . Le vecteur unitaire \hat{u} associé à la longueur des sangles est également déterminé.
- Les longueurs L_{AB_i} et L_{CD_i} sont déterminées en utilisant les équations (4.1) et (4.5) respectivement.
- Une fois la longueur de sangles et le vecteur de direction (vecteur unitaire) connus, la force en chaque sangle est calculée. Le vecteur unitaire donne la direction de la force. Le calcul de la force se fait en utilisant une analyse statique vectorielle de forces sur le point correspondant à la position désirée (force nécessaire pour que le système soit en équilibre). La figure 4.23 montre les vecteurs de forces utilisés. Dans cette analyse sept forces sont prises en compte (une pour chaque muscle, sauf pour la rotation autour de l'axe Z où T_m représente le couple associé à cette rotation). D'autres forces sont prises en compte telles que le poids de la sonde $m_s g$, la force de contact F_c (de la sonde avec la peau), la force du ventre F_R (force normale de réaction) et la force due à la pression exercée F_v . La fonction de ce module (voir figure 4.22) est de trouver les valeurs des sept forces.

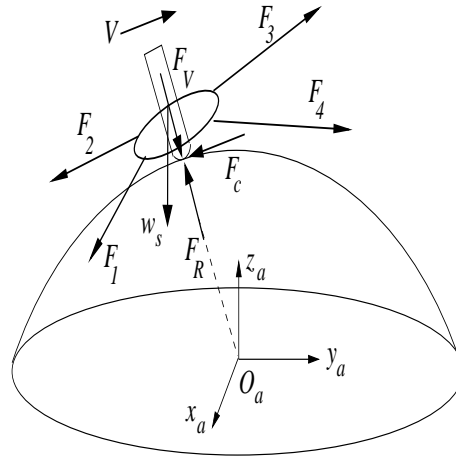


FIG. 4.23 – Calcul de forces.

- Finalement, avec la connaissance des 7 longueurs des muscles, de la force dans chacun d'entre eux et de leurs caractéristiques (angle de la tresse, rayon initial, longueur initiale, etc.) et en utilisant l'expression (4.14), la pression manométrique nécessaire pour les sept premiers muscles est donc déduite avec $i=1, \dots, 7$.

$$P_i = P_{atmos} + \frac{F_i l_0^2}{\pi r_0^2 [a(l_0 - kx_i)^2 - l_0^2 b]} \quad (4.14)$$

La technique utilisée est en boucle ouverte (voir figure 4.24 où i est l'intensité de courant). L'information des capteurs n'est pas utilisable (l'information de la force parallèle à l'axe Z et celle de la position). Dans ce type de stratégie de commande, il y a plusieurs paramètres qui ne sont pas connus mais approximés en fonction de la forme du corps humain qui n'est pas simple à modéliser. D'autre part, les directions des vecteurs de force choisies ne représentent pas de manière précise la direction réelle qui peut parfois varier en fonction de la forme du corps humain (les câbles prennent la forme du ventre, par exemple). La mise en place d'un nombre plus important de capteurs de force et pression s'avère nécessaire pour rendre cette stratégie plus intéressante à utiliser. L'ensemble de ces inconvénients a contribué à la décision de ne pas implémenter cette stratégie.

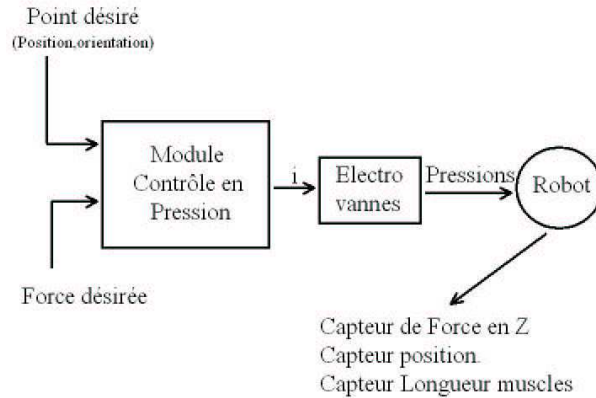


FIG. 4.24 – Commande de pression en boucle ouverte.

Contrôle articulaire en boucle fermé.

Dans ce type de contrôle seule la position est commandée. Le contrôle de position cartésienne permet de suivre une trajectoire faite par le médecin avec la sonde virtuelle. La trajectoire est un ensemble de points qui sont acquis avec une période de $500ms$.

Dans ce type de contrôle il n'y a pas de feedback pour savoir si la position cartésienne du robot est celle qu'on désire, mais la position articulaire est dans un boucle comme le montre la figure 4.25 où P_d est la position désirée, q^d sont les valeurs articulaires désirées, q^r sont les valeurs articulaires réelles et P_i est la pression envoyée au muscle.

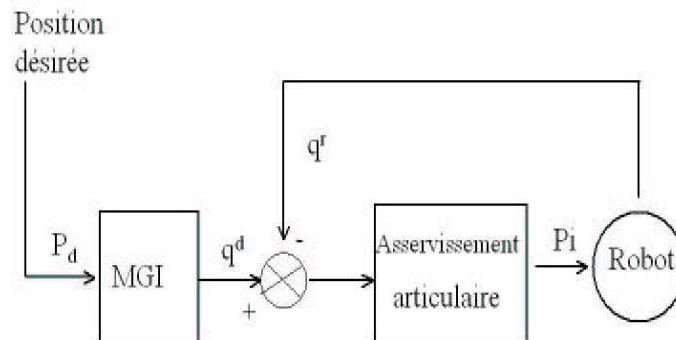


FIG. 4.25 – Diagramme du contrôle articulaire en boucle fermé.

Le contrôle implémenté est de ce type. Les tests effectués démontrent que le fait de ne pas aller précisément à la position désirée n'est pas gênant car le médecin déplace la sonde par rapport aux images qu'il reçoit. En quelque sorte, il ferme la boucle que le système ne ferme pas de lui-même. Dans notre approche de télé-opération, ceci est tout à fait légitime; cependant, cela représenterait un obstacle si le robot était commandé de façon autonome.

Dans l'annexe D une description détaillée du contrôle bas niveau réalisé par M. Courrèges est présentée. Elle correspond à une commande en position articulaire en boucle fermée. La description de la tâche du robot peut se faire dans l'espace cartésien (ou de la tâche) ou dans l'espace articulaire. Pour le calcul de cette commande, le contrôleur récupère les consignes de position dans l'espace articulaire. Ces consignes peuvent donc être soit le résultat direct d'un calcul du générateur de mouvements, soit celui d'une transformation de coordonnées si la position est exprimée dans l'espace de la tâche. Ensuite, le contrôleur récupère les valeurs des positions courantes des axes du robot à partir des capteurs de position placés sur ses articulations. La différence entre la position désirée et la position réelle de chaque axe du robot est envoyée au correcteur, qui calcule la commande qui doit être envoyée à l'actionneur de l'axe considéré.

La stratégie de commande s'appuie sur l'utilisation d'un correcteur de type PIDA. Celui-ci est défini à partir d'un correcteur PID auquel il a été nécessaire de rajouter un terme d'anticipation non linéaire (Feedforward) pour améliorer les performances dynamiques du système.

Les structures de l'asservissement d'un actionneur diffèrent selon le groupe auquel appartient le muscle. Les consignes de position des actionneurs sont issues du modèle géométrique appliqué à la position désirée de l'effecteur dans l'espace de travail.

Dans la figure 4.26 l'interaction entre le module d'asservissement articulaire et le module du modèle géométrique inverse du robot est montrée.

La position dans l'espace du robot porte-sonde TER1 (position désirée) est transmise via le réseau ISDN depuis le poste maître vers le poste esclave. Le module MGI est découpé en deux parties (translation et orientation). Cette fonction calculant le MGI est activée chaque 500 *ms*.

Le module MGI prend la position (x_d, y_d, z_d) et l'orientation $(\alpha_d, \beta_d, \gamma_d)$ désirées; la sortie de ce module correspond aux huit longueurs des câbles (longueurs désirées) qui correspondent à la consigne pour les modules PIDA et PID.

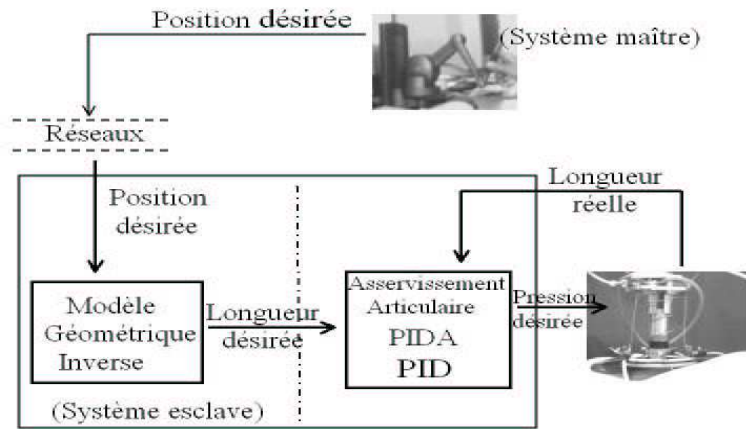


FIG. 4.26 – Interaction entre le MGI et l’asservissement articulaire.

Les modules PIDA (asservissement pour la translation) et PID (asservissement pour l’orientation) sont activés chaque 20 ms et le temps d’exécution de ces modules est de 10 ms .

4.2.5 Génération de trajectoires

Ce module a été utilisé essentiellement pour des tests en laboratoire. La génération des mouvements du robot est assurée par l’emploi d’outils mathématiques. Ces derniers définissent la géométrie et la forme d’une courbe qui représente l’ensemble des points de mouvements. La méthode choisie est celle qui consiste à générer une droite comme trajectoire dans l’espace cartésien et à l’appliquer à la structure de translation. L’orientation n’est pas concernée dans ce cas particulier. L’orientation reste constante pendant la génération de la trajectoire. Les données nécessaires pour le calcul de la trajectoire sont : la position initiale, la position finale, la vitesse et l’accélération. La vitesse suit un profil trapézoïdal (accélération, vitesse constante et décélération) comme le montre la figure 4.27. La position est calculée en temps réel à partir de l’équation (4.15) où \vec{P}_0 est le vecteur de position initiale, \vec{A} est le vecteur d’accélération, t est le temps, \vec{V} est le vecteur de vitesse, δ est l’intervalle d’accélération/décélération et T est la période d’accélération nulle.

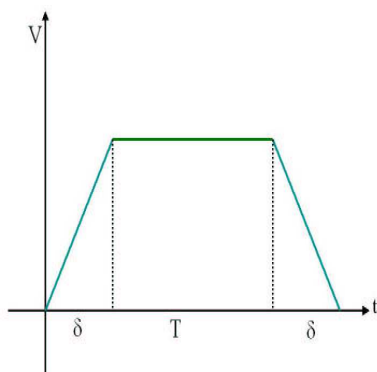


FIG. 4.27 – Profil trapézoïdal.

$$\bar{P}(t) = \begin{cases} \bar{P}_0 + \frac{1}{2}\bar{A}t^2 & 0 \leq t \leq \delta \\ \bar{P}_0 + \bar{V}(t - \delta) & \delta < t \leq T + \delta \\ \bar{P}_0 + \bar{V}[t - (T + \delta)] - \bar{A}[t - (T + \delta)]^2 & T + \delta < t \leq T + 2\delta \end{cases} \quad (4.15)$$

Dans la figure 4.28 un exemple de trajectoire (dans le plan) calculée à partir des positions $P_O(11.88, 18.69)$ cm et $P_f(-16.20, -17.00)$ cm est montré. Le temps total que le robot utilise pour parcourir la trajectoire est de 6.54 s.

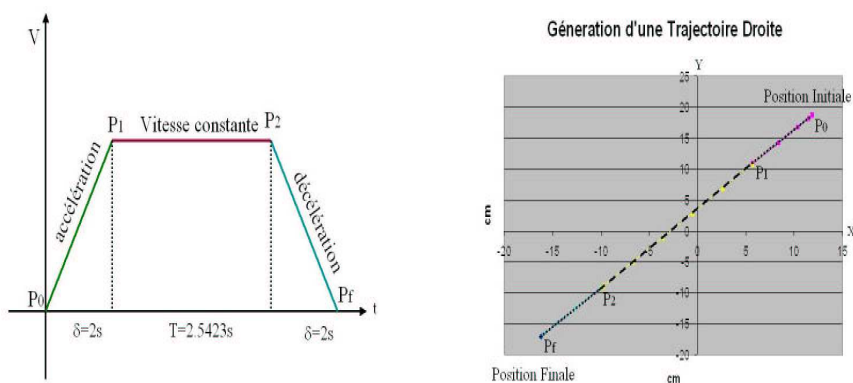


FIG. 4.28 – Exemple d'un trajectoire.

Plusieurs tests ont été faits avec ce générateur de trajectoires (différents profils de vitesse, position initiales et finales). Une bonne performance a été constatée avec une erreur moyenne de 1.5 cm.

4.2.6 Etalonnage des composantes du robot

L'interface électronique du robot permet de récupérer l'information provenant des capteurs et de l'envoyer aux actionneurs. Pour pouvoir récupérer ou envoyer de l'information provenant des capteurs, une phase de *calibrage* est nécessaire. La phase de calibrage a pour but de déterminer les fonctions qui associent à chaque valeur d'un capteur (mA , degrés, bar, etc.) une valeur dans un repère absolu. C'est-à-dire que pour un capteur de position, la phase de calibrage va permettre de construire une fonction qui donne la valeur en cm ou mm associée au déplacement d'un objet sur lequel le capteur est monté. Dans ce qui suit, la phase de calibrage pour chaque type de capteur et d'actionneur utilisé dans le robot est expliquée. La figure 4.29 illustre le robot avec les muscles artificiels, lesquels sont référencés pour le calibrage.

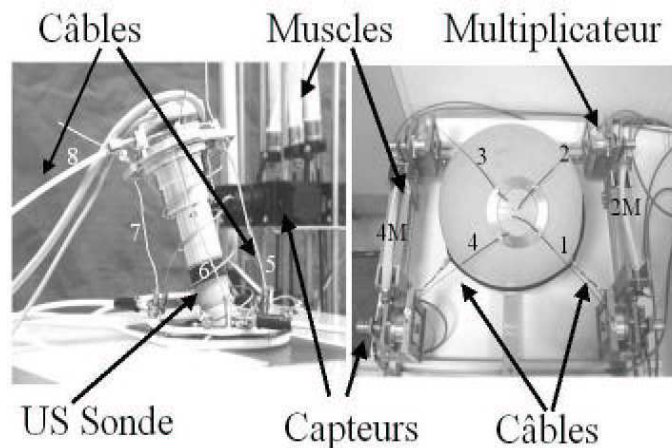


FIG. 4.29 – Robot porte-sonde TER1. Illustration des muscles (câbles associés).

- **Résolveurs** (partie translation). Les résolveurs utilisés dans le robot mesurent l'information du déplacement angulaire fait en degrés. Cependant, la valeur de cette information en cm est plus intéressante. Pour obtenir les valeurs de longueur des câbles, un calibrage des résolveurs a été fait. La méthode est la suivante pour les quatre muscles (voir figure 4.30):
 - La pression sur le muscle a été variée de 0 à 5 bar (0 – 20 mA). La valeur numérique correspondant à l'intensité de courant varie de 0 – 7500; cette valeur est utilisée pour la calibration et la représentation graphique (valeur AD).

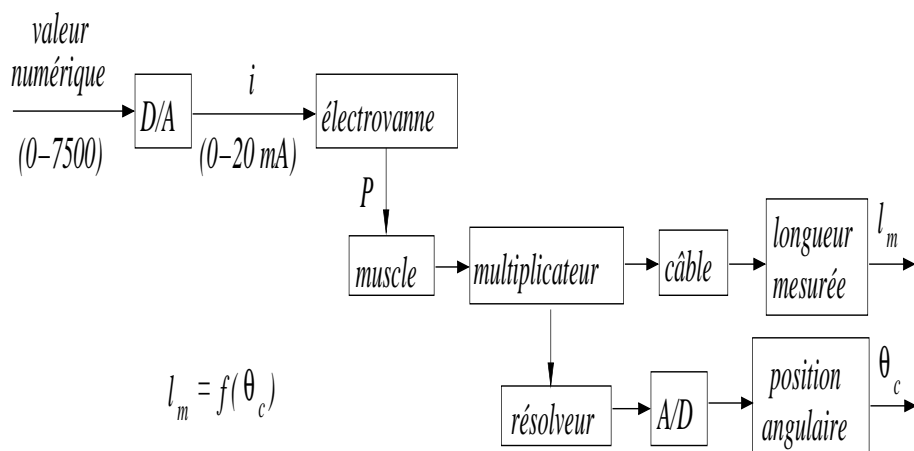


FIG. 4.30 – Bloque fonctionnelle du calibrage du capteur résolveur.

- La longueur des câbles est mesurée et la valeur en degrés donnée par le résolveur est relevée.
- A chaque valeur de longueur une valeur en degrés est associée.
- La fonction qui traduit la valeur des résolveurs en longueur des câbles est établie [$longueur = f(position\ angulaire)$], en utilisant la méthode des moindres carrés.

Dans la figure 4.31 la relation "position angulaire-longueur" illustre la fonction de calibration construite pour un des quatre muscles (muscle 1). Le comportement des autres muscles sont tout à fait semblable à celui montré dans cette figure. Ces sont des fonctions linéaires données par:

$$l_1 = 0.3865\theta_1 - 83.986$$

$$l_2 = 0.3838\theta_2 - 29.947$$

$$l_3 = 0.3571\theta_3 - 56.966$$

$$l_4 = 0.3822\theta_4 - 105.72$$

- **Détecteur à câble** (partie orientation). Les détecteurs à câble utilisés dans le robot donnent une information du déplacement en mA . Il est important de connaître cette information en cm . Pour obtenir les valeurs de longueur des câbles, un calibrage des détecteurs à câble a été fait. La méthode est la suivante pour les quatre muscles:

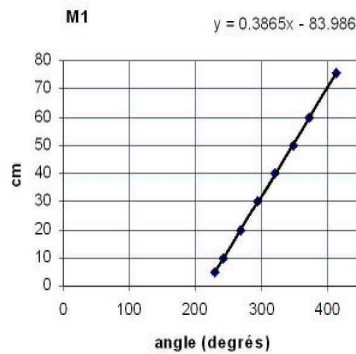


FIG. 4.31 – Graphique de la fonction de calibration du capteur résolveur "position angulaire-longueur".

- La pression sur le muscle a été variée de 0 à 5 bar (0 – 20 mA). La valeur numérique (VN) correspondant à l'intensité de courant varie de 0 – 7500; cette valeur est utilisée pour la calibration et la représentation graphique (valeur AD).
- La longueur des câbles est mesurée et la valeur en mA donnée par le détecteur à câble est relevée.
- A chaque valeur de longueur une valeur en mA est associée.
- La fonction qui traduit la valeur des détecteurs à câble en longueur des câbles est établie [$longueur = f(valeur\ numérique)$], en utilisant la méthode des moindres carrés.

La figure 4.32 montre un relation "longueur-valeur numérique" et la fonction de calibration construite pour un des muscles (muscle 5). Pour les autres muscles, les relations sont tout à fait de la même nature. Ce sont de fonctions linéaires données par:

$$l_5 = 0.0079V_{N5} - 3.2526$$

$$l_6 = 0.0069V_{N6} - 3.0505$$

$$l_7 = 0.0077V_{N7} - 3.1416$$

$$l_8 = 0.0077V_{N8} - 3.1416$$

- **Muscles Artificiels.** Les muscles artificiels sont les actionneurs du robot. Ils permettent de déplacer le robot en utilisant des câbles comme moyen de transmission. La phases de calibration est faite avec les muscles en associant à la longueur

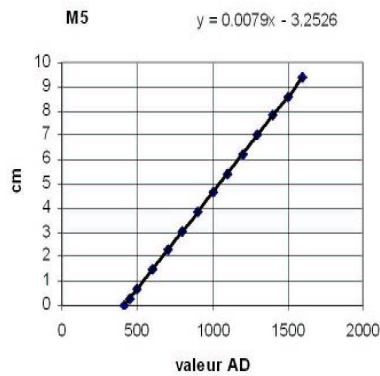


FIG. 4.32 – Graphique de la fonction de calibration du capteur détecteur à câble du muscle 5.

du câble la pression quand les muscles sont gonflés ou dégonflés. On a trouvé donc une fonction entre longueur et pression par le biais d'une relation linéaire entre la pression et sa valeur numérique associée. Cette relation est montrée pour le muscle 3 dans la figure 4.33. Pour les huit muscles cette relation est donnée ci-dessous :

$$P_1 = 0.0008V_{N1} - 1.3359$$

$$P_2 = 0.0008V_{N2} - 1.3144$$

$$P_3 = 0.0008V_{N3} - 1.3434$$

$$P_4 = 0.0008V_{N4} - 1.3676$$

$$P_5 = 0.0008V_{N5} - 1.2267$$

$$P_6 = 0.0008V_{N6} - 1.2649$$

$$P_7 = 0.0008V_{N7} - 1.1468$$

$$P_8 = 0.0008V_{N8} - 1.2518$$

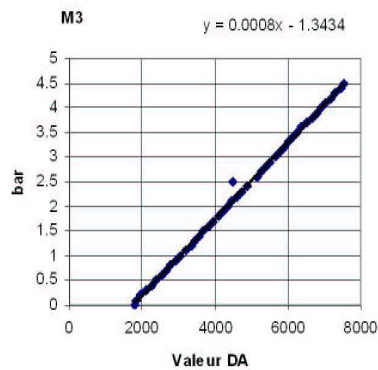


FIG. 4.33 – Graphique de la fonction de calibration du muscle artificiel (pression).

La méthode est la suivante pour les huit muscles:

- Des intensités sur les muscles de (0 – 20 mA) sont envoyées. La valeur numérique (valeur DA) correspondant à l'intensité de courant varie de 0 – 7500; cette valeur est utilisée pour la calibration et la représentation graphique.
- La longueur du câble est mesurée et à chaque valeur de longueur de câble une valeur d'intensité est associée.
- La fonction qui traduit la longueur du câble en intensité [*Intensitédecourant = f(longueur)*] est établie, en utilisant une fonction de moindres carrés. Cette fonction est utilisée par le PIDA comme un terme d'anticipation statique et elle peut être utilisée dans une commande articulaire en boucle ouverte.

Les figures 4.34 montre la relation "pression (valeur numérique) (muscle) - longueur (câble)" pour les muscles 1 et 3. Les relations pour tous les muscles sont:

$$P_{VN1} = -0.0555L_{C1}^3 + 7.8512L_{C1}^2 - 376.42L_{C1} + 9553.5$$

$$P_{VN2} = -0.0724L_{C2}^3 + 9.0629L_{C2}^2 - 398.54L_{C2} + 9451.9$$

$$P_{VN3} = -1229.7 \ln L_{C3} + 7727.4$$

$$P_{VN4} = -1526.2 \ln L_{C4} + 8703.4$$

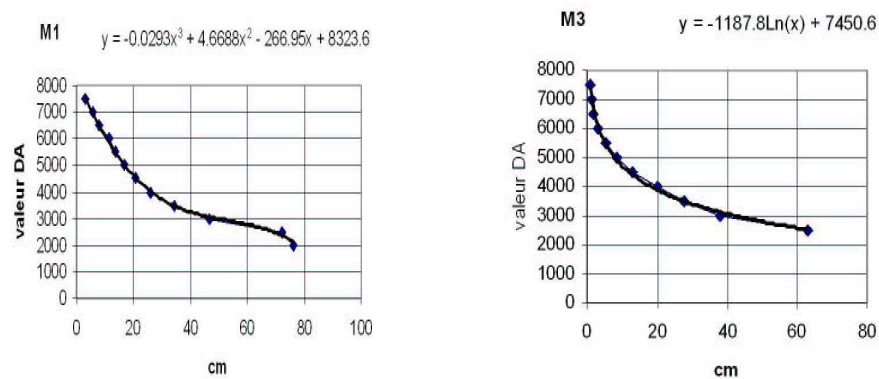


FIG. 4.34 – Graphiques de la fonction de calibration du muscle artificiel (longueur). (gauche)-Muscle 1. (droite)-Muscle 3.

4.2.7 Test et expérimentation

Une commande en position en boucle ouverte externe intégrant une boucle fermée interne pour les valeurs articulaires a été implémentée et testée (voir figure 4.25).

L'ensemble des données des points générés par le mouvement de la sonde virtuelle manipulée par le médecin expert sont envoyées chaque 500 ms vers le contrôleur du robot qui traduit cette information en longueurs de câble en utilisant le modèle inverse du robot. Ces longueurs sont traduites en valeurs articulaires de pression qui sont envoyées aux muscles en utilisant les données de calibration.

Les muscles ont un temps de réponse intrinsèque de 340 ms comme une conséquence du frottement et des effets d'inertie. Une trajectoire circulaire a été choisie pour une tâche de poursuite (voir figure 4.35).

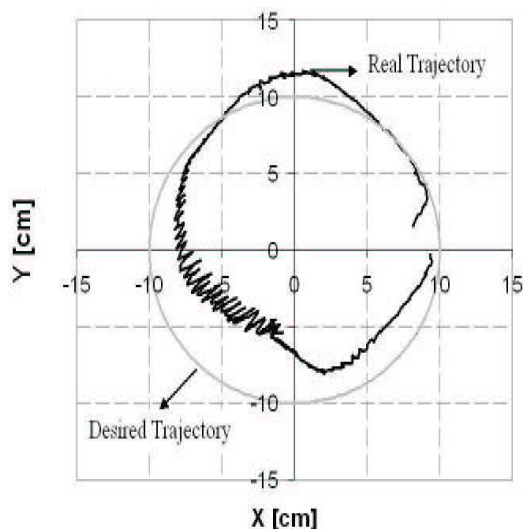


FIG. 4.35 – Trajectoire circulaire.

La figure 4.35 montre l'erreur de position lors d'une tâche de poursuite. La trajectoire circulaire a été définie comme une séquence de points appartenant à la surface de travail. Comme il peut être observé, le robot ne suit pas d'une manière précise la trajectoire. Les erreurs dans cette poursuite peuvent s'expliquer par le fait que chaque muscle est contrôlé de manière indépendante alors qu'ils travaillent en parallèle ou en antagonisme, en plus du fait que la commande est en boucle ouverte.

Il peut être observé à partir de la figure 4.35 que pour cette stratégie deux des quatre

muscles jouent un rôle plus actif car il existe une tendance du robot à ne pas aller vers le troisième quadrant. Les oscillations observées dans cette figure se traduisent par des perturbations dans l'image échographique limitant sa qualité.

La figure 4.36 montre les erreurs articulaires pour la structure de translation correspondant à un quart (premier quadrant) de la trajectoire circulaire produite lors de la tâche de poursuite montrée dans la figure 4.35.

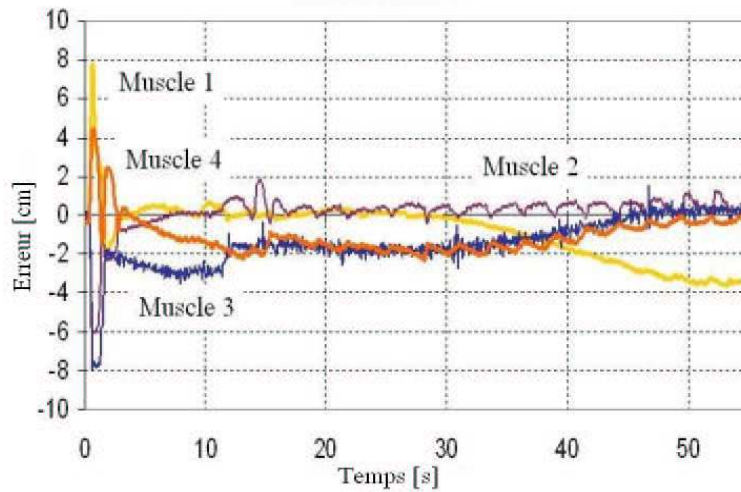


FIG. 4.36 – Erreurs articulaires pour la translation.

Les erreurs montrées peuvent être réduites par l'utilisation d'un contrôleur qui puisse garantir une convergence globale et asymptotique des erreurs pour le système en boucle fermée. Ces expériences confirment que dans ce cas le contrôle en position est insatisfaisant car les muscles artificiels présentent des propriétés non-linéaires (compression de l'air).

Même si les erreurs de position ne représentent pas un point crucial pour cette application car l'utilisateur ferme la boucle, le temps de réponse du muscle est mis en évidence comme un problème potentiel. De plus, le muscle est relativement fragile et son remplacement demande une procédure de re-calibration qui s'avère un obstacle assez important pour une utilisation en routine médicale.

4.3 Robot porte-sonde TER2

Comme il a été mentionné précédemment, le robot porte-sonde TER1 a évolué vers une deuxième version TER2. Dans cette section seules les propriétés ou caractéristiques du robot TER1 qui ont évolué seront commentées.

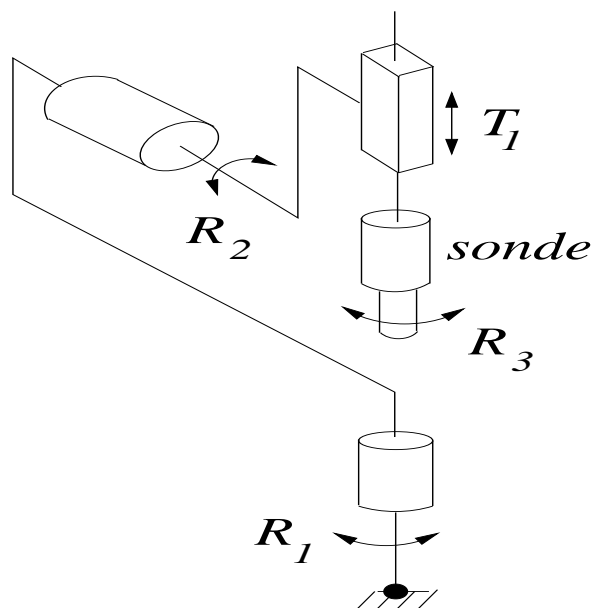


FIG. 4.37 – Representation TER2.

Ci-dessous sont mentionnées les modifications mécaniques et électroniques. Les caractéristiques originales du robot TER1 sont rappelées entre parenthèses.

- Les actionneurs sont des moteurs électriques à courant continu (muscles artificiels). Il est beaucoup plus simple de commander ce type de moteurs que de faire avec des systèmes pneumatiques.
- La structure d'orientation est une structure série (parallèle). Le robot peut être donc considéré comme un robot hybride. Cette structure fournit une meilleure précision avec un espace de travail plus important et assure une meilleure rigidité nécessaire au maintien de la sonde.
- La transmission pour la structure de translation est constituée de sangles (câbles). Le frottement entre les éléments de transmission et la peau du patient est dimi-

nuée avec ce type d'élément. Les sangles sont plus facilement mises en place sur les moteurs que les câbles dans les multiplicateurs.

- Il existe un capteur de force pour l'enfoncement de la sonde (sans capteur). Ce capteur fournit une caractéristique de plus concernant la sûreté de fonctionnement du système car il permet de limiter la force exercée sur le patient. Cette information pourrait être prise en compte pour une éventuelle boucle locale de commande en force.
- La structure d'orientation est mécaniquement rigide (semi-rigide). La rigidité de cette structure pour TER1 était fournie par la sonde elle-même. La nouvelle structure en TER2 est plus précise car les mouvements produits par l'instabilité propre due au manque de rigidité ont été éliminés.
- Il n'existe pas de multiplicateurs de longueur (avec multiplicateurs). Pour le système de translation les sangles sont directement couplées aux actionneurs. Pour le système d'orientation le pignon du moteur est en contact avec une crémaillère qui a des câbles attachés à ses extrémités.
- Les capteurs de déplacement sont des potentiomètres (résolveurs et capteurs à câbles).
- Il existe deux capteurs de force f_x et f_y pour améliorer la perception haptique dans le poste maître (sans capteur). Le médecin expert perçoit sur la sonde virtuelle une forme plus "réelle" des forces agissant sur la sonde échographique.
- Les sangles ont un système de fixation simple qui facilite l'installation du robot sur le patient (sans système de fixation). Cette caractéristique fournit une autre propriété de portabilité au système et gêne moins le patient.
- Le système d'installation des moteurs électriques sur le lit médical est simple (sans système d'installation). Comme dans le point précédent, c'est la portabilité du système qui est améliorée.

La figure 4.38 montre les différents composants du robot TER2.



FIG. 4.38 – Robot porte-sonde TER2 (différents vues).

- La vue logique du système est illustrée dans la figure 4.39. En comparant cette figure avec la figure 4.11 du robot TER1 il peut être observé que deux modules ont été éliminés. Ce sont les modules correspondant aux sous-systèmes de localisation et de génération de mouvement. Le localisateur n'est plus utilisé et la position est calculée en utilisant le modèle géométrique direct du robot. Les sous-systèmes restant conservent les mêmes fonctions et propriétés que pour le robot TER1.

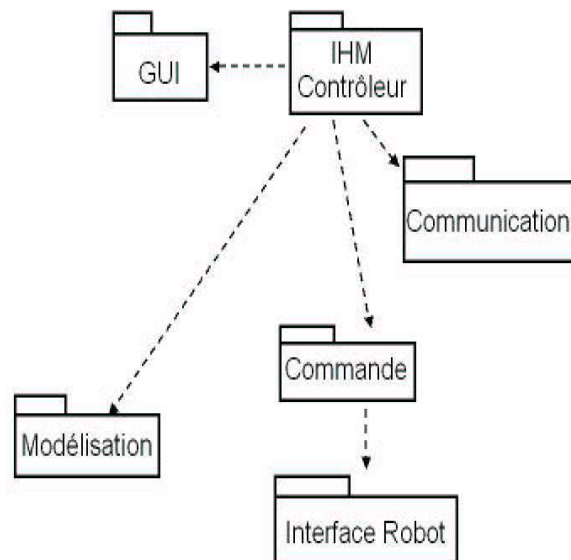


FIG. 4.39 – Vue logique du contrôleur du robot porte-sonde TER2.

- Le diagramme de déploiement matériel est différent pour cette nouvelle version du robot. Étant donné que les capteurs ont changé, les cartes d'entrée/sortie ne sont plus les mêmes que celles utilisées dans le robot TER1. La figure 4.40 montre ce diagramme qui peut être comparé avec celui de la figure 4.13.

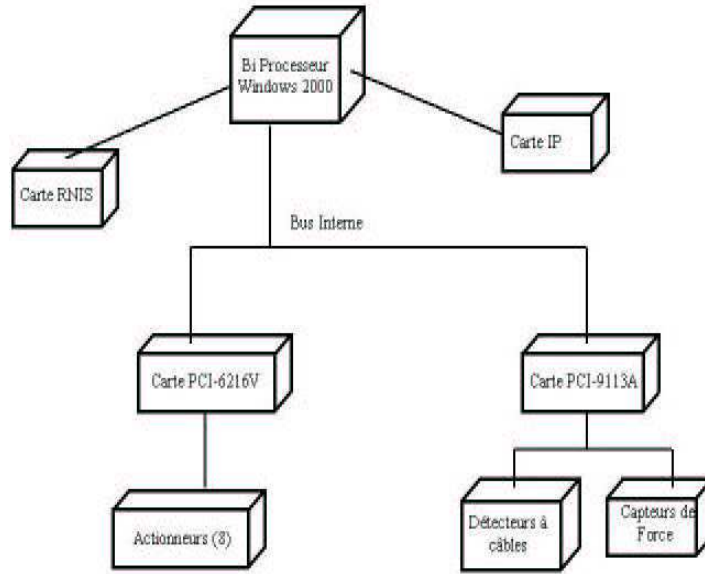


FIG. 4.40 – Diagramme de déploiement matériel du robot porte-sonde TER2.

- Le modèle géométrique inverse utilisé pour la structure de translation du robot TER2 est le même que celui utilisé dans la première version. Par contre pour la structure d'orientation un nouveau modèle géométrique inverse est utilisé par rapport au robot TER1. La structure d'orientation est montrée dans la figure 4.41. Elle possède les mêmes ddl que la structure du robot TER1.

Les angles d'Euler envoyés par le poste maître gardent la convention ZYX du robot TER1; cependant, la structure d'orientation du robot esclave TER2 utilise une convention ZYZ pour le calcul de l'orientation. La matrice de rotation associée aux angles d'Euler envoyés par le poste maître est donnée par l'équation 4.9.

A partir de cette matrice, les angles θ_1 , θ_2 et θ_3 associés à la convention ZYZ et montrés dans la figure 4.41 sont déduits en utilisant les entrées $R_O(3,3)$, $R_O(3,2)$ et $R_O(1,3)$ de la matrice donné en 4.9 qui sont mises en équation avec les entrées correspondantes de la matrice associée à la convention ZYZ . En prenant en compte la périodicité des fonctions $\sin(\cdot)$ et $\cos(\cdot)$ un ensemble de 8 solutions est généré. Ces solutions doivent être substituées dans toutes les entrées restant

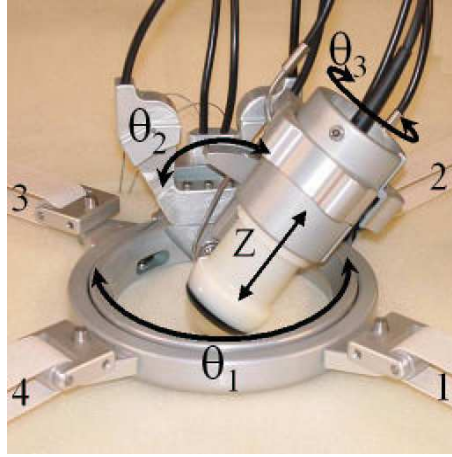


FIG. 4.41 – Robot pour l'orientation et translation sur l'axe Z.

de la matrice en (4.9) afin de trouver la(les) triplette(s) qui vérifie(ent) toutes les relations. Pour une configuration donnée, plusieurs solutions peuvent exister. La solution choisie sera celle qui appartiendra à l'espace de travail du robot en étant la plus proche de la configuration précédente. Lorsque la solution trouvée est en dehors de l'espace de travail le robot ne change pas de position.

- Pour le modèle géométrique direct, la procédure décrite ci-dessus est appliquée en prenant en compte comme matrice de départ celle donnée par l'équation (4.16) qui est associée à la convention ZYZ .

$$R = \begin{bmatrix} c_{\theta_1}c_{\theta_2}c_{\theta_3} - s_{\theta_1}s_{\theta_3} & -c_{\theta_1}c_{\theta_2}s_{\theta_3} - s_{\theta_1}c_{\theta_3} & c_{\theta_1}s_{\theta_2} \\ s_{\theta_1}c_{\theta_2}c_{\theta_3} + c_{\theta_1}s_{\theta_3} & -s_{\theta_1}c_{\theta_2}s_{\theta_3} + c_{\theta_1}c_{\theta_3} & s_{\theta_1}s_{\theta_2} \\ s_{\theta_2}c_{\theta_3} & s_{\theta_2}s_{\theta_3} & c_{\theta_2} \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

- La procédure d'interaction du système de commande reste en général la même que celle du robot TER1 (boucle ouverte pour la position cartésienne et boucle fermée pour les valeurs articulaires). La seule différence concerne la période de calcul de la fonction MGI que pour cette deuxième version est activée entre 10 et 20 *ms*.
- Le contrôle bas niveau a été développé par M. Masuda (qui a réalisé un stage de 10 mois au laboratoire). Il est basé sur une fonction qui permet de calculer la tension de consigne V des moteurs à partir de la longueur désirée des sangles. Cette fonction est donnée par l'équation (4.17).

$$V = \frac{V_{diff}}{1 + \exp[-\lambda(L_d - L_a)]} + V_{min} \quad (4.17)$$

où V_{diff} est la différence entre les valeurs minimale et maximale de tension des moteurs ($V_{max} - V_{min}$), λ représente la sensibilité du robot par rapport à l'erreur en longueur $L_d - L_a$ (précision), L_d et L_a représentent respectivement la longueur désirée (déduite du MGI) et la longueur réelle (provenant des capteurs). Cette fonction est activée chaque 5 ms. Elle est représentée dans la figure 4.42.

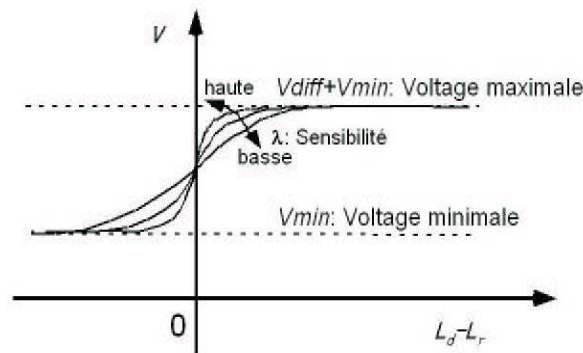


FIG. 4.42 – Fonction de tension.

Le tableau 4.1 montre les paramètres utilisés qui produisent un comportement acceptable du robot.

| Paramètre | Valeur minimale | Valeur maximale | Valeur initiale |
|------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| λ | 0.1 | 10 | 1 |
| V_{diff} | 0 | 3 | 1 |
| V_{min} | 0 | 2 | 0 |

TAB. 4.1 – Paramètres de la fonction de tension.

- Des fonctions de calibrage ont été implémentées comme dans le cas du robot TER1. Ces fonctions définissent les relations: "longueur-intensité électrique", "vitesse-intensité électrique", "force-voltage" et "force-intensité électrique". Les procédures sont similaires à celles utilisées pour le robot TER1. Les figures 4.43-4.45 montrent trois des fonctions de calibrage mentionnées.

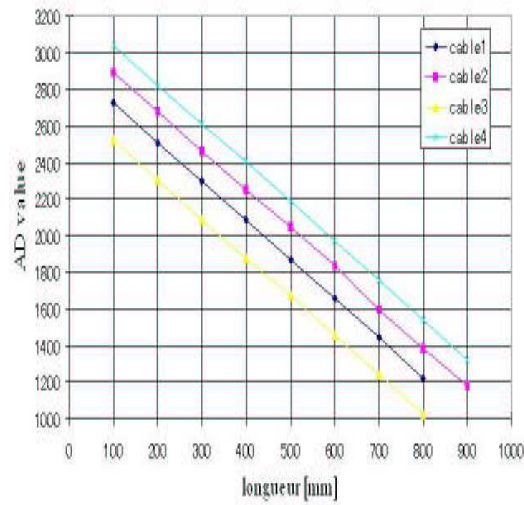


FIG. 4.43 – Fonction de calibration longueur-courant.

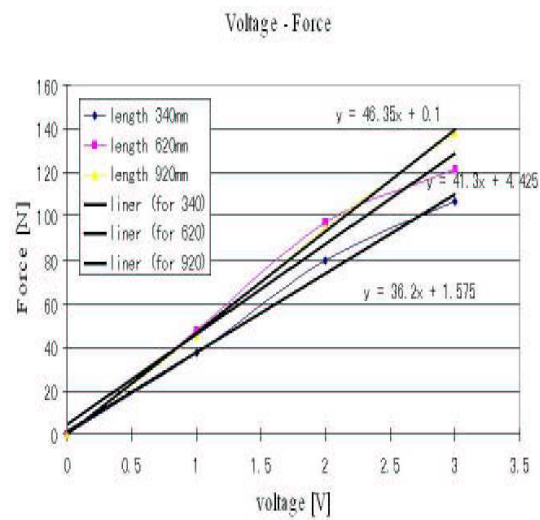


FIG. 4.44 – Fonction de calibration force-tension.

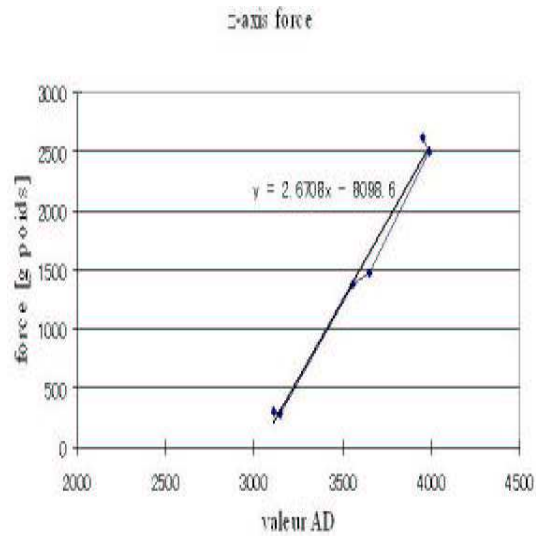


FIG. 4.45 – Fonction de calibration force-courant.

4.3.1 Test et expérimentation

Le même cadre d'expérimentation que pour le robot TER1 a été utilisé (une commande en position en boucle ouverte externe avec boucle interne pour les valeurs articulaires). Les longueurs des sangles sont traduites en valeurs articulaires de tension afin d'être envoyées vers les moteurs électriques. Les données de calibration sont utilisées grâce aux fonctions de calibration définies précédemment. La figure 4.47 montre les erreurs articulaires pour la structure de translation lors d'une tâche de poursuite de la trajectoire circulaire (premier quadrant) montrée dans la figure 4.46.

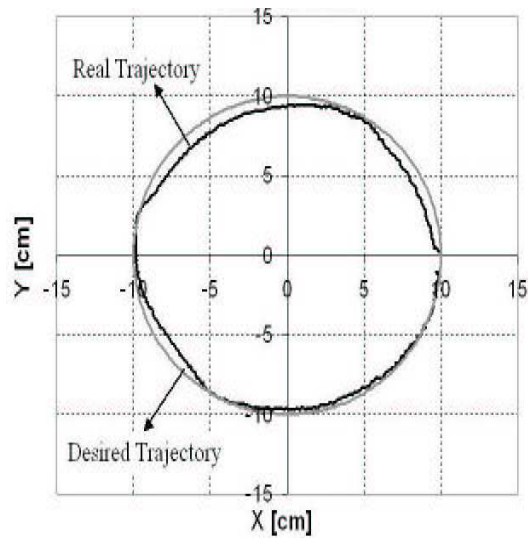


FIG. 4.46 – Trajectoire circulaire.

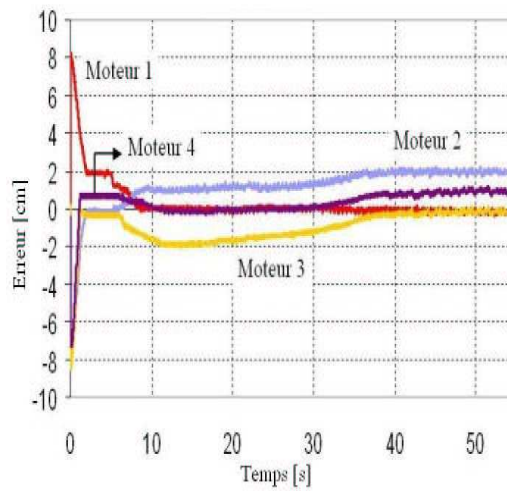


FIG. 4.47 – Erreurs articulaires pour la translation.

La figure 4.47 montre que le comportement du robot s'est amélioré par rapport à celui du premier prototype. Le deuxième prototype est en général plus précis que le premier (voir figures 4.35 et 4.47). Il peut être observé que la trajectoire réelle du robot TER2 est plus proche de la trajectoire désirée que celle du robot TER1.

Des test de précision, résolution et de répétabilité ont été faits pour le robot TER2. On trouve une précision de $10mm$, une résolution de $2mm$ et une répétabilité de $4mm$ pour la structure de translation. Pour la structure de Orientation on a une résolution de 1° pour chaque angle et de $1mm$ pour le déplacement le long de l'axe Z . Ces valeurs sont tout à fait acceptables sans oublier que le médecin forme partie de la boucle et que pour une image acquise il peut faire bouger le robot esclave sans restriction pour améliorer l'image précédente.

La zone de travail de la structure de translation dépend du lit sur lequel elle est installée et de la surface sur laquelle le robot doit se déplacer. La plus grande zone de travail est celle correspondant au plan horizontal contenant les extrémités de sangles. Elle diminue en fonction de l'hauteur du ventre. Dans la configuration actuelle, cette surface de travail correspond à une taille de $50cm \times 50cm$. Pour une configuration différente, sur un lit plus grand, la zone de travail peut être légèrement agrandie. La longueur maximal de chaque sangle est d'environ de $80cm$. Cette zone de travail est modifiée quand le robot est placé sur une surface plus ronde. La zone de travail de la structure d'orientation est la suivante: les amplitudes de rotations pour les angles α , β et γ sont ± 90 , de ± 40 , de ± 90 respectivement. L'amplitude de la translation de la sonde le long de son axe est $2cm$.

Chapitre 5

Intégration du Système

La première version du système TER a été réalisée dans le cadre de l'ACI (Actions Concertées Incitatives) Télé-médecine du Ministère de la Recherche et de la Technologie. La deuxième version se fait dans le cadre du RNRT (Réseau National de Recherche en Télécommunications) au sein du projet VTHD++. Le projet TER a été lancé au mois de novembre 1999, tandis que l'intégration a été faite en janvier 2002 pour la version 1 et au mois de septembre 2002 pour la deuxième. La validation clinique sera faite en utilisant la deuxième version du robot porte-sonde. Ce projet s'est appuyé sur des partenariats alliant chercheurs universitaires, cliniciens et industriels.

- **TIMC (Techniques de la Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition)** est un laboratoire de recherche de l'Université Joseph Fourier et du CNRS dont une équipe est spécialisée dans les systèmes GMCAO. Il est à l'origine du projet. L'auteur de ce mémoire a participé directement dans la conception des structures robotiques et a été chargé de concevoir et d'implémenter les algorithmes nécessaires pour le contrôle du robot d'échographie médicale permettant de déplacer le robot selon les consignes provenant du poste maître. J'ai participé aussi aux test in-vitro et in-vivo du système Une sonde virtuelle avec un capteur de force donnant la sensation de force 1D est en cours de développement. Cette sonde virtuelle sera utilisée par le médecin pour contrôler le robot.
- **PRAxim** est une PME spécialisée dans le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur. Elle est chargée d'intégrer dans un contexte industriel l'ensemble des contributions des partenaires.

- **France Telecom R&D** intervient dans la conception et le développement du module de communication ainsi que dans la conception et développement d'un poste de commande haptique.
- **SINTERS** est une PME de Toulouse spécialisée dans la recherche, l'étude et la réalisation de systèmes pour l'aéronautique, le spatial, l'industrie et la médecine. SINTERS a été chargée de construire le premier prototype du robot porte-sonde d'échographie médicale TER1.
- **Le Laboratoire Vision et Robotique** de Bourges (LVR) qui a été chargé de travailler sur le traitement et la compression d'images échographiques (Delgorge *et al.* 2001), ainsi que sur le développement d'une sonde virtuelle avec un retour de force 1D pour la version TER1. La réalisation d'un contrôle de type PID pour les muscles artificiels a été développée par M. Courrèges.
- **L'Institut National Supérieur en Automatique** (INSA) de Toulouse par l'intermédiaire de M. Tondu met à disposition du projet sa connaissance de la technologie et du contrôle des muscles artificiels. Une étude de la sécurité du système robotique TER1 a été réalisée par M. Guiochet (Guiochet 2003).
- **Le Centre Hospitalier Universitaire de Tours** était responsable de l'application aux urgences médicales dans TER1.
- **Alpes Instruments** est une PME de Grenoble chargée de construire le prototype du robot porte-sonde d'échographie médicale TER2.
- **Le Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble** intervient en tant que consultant et fournit les spécifications de la télé-échographie robotisée. Il devra à terme valider le système réalisé et ses intérêts cliniques dans les applications en obstétrique et cardiovasculaires.
- **Le Centre Hospitalier de Brest** participe à la validation du système concernant l'étude des anévrismes de l'aorte abdominale.

Les objectifs industriels ont été définis de la manière suivante:

- *A Court terme.* Démontrer la faisabilité et la viabilité industrielle d'un *système de télé-échographie robotisée* avec un ensemble de services répondant aux besoins des utilisateurs médicaux.
- *A Moyen terme.* Contribuer à la naissance d'une offre industrielle française dans le domaine de la robotique médico-chirurgicale. Le développement du système prend en compte la volonté de toucher tous les centres médicaux.

5.1 Composants matériels et logiciels du système TER

Les figures 5.1 et 5.2 montrent les composants matériels et logiciels du poste maître. Les composants logiciels sont décrits dans la section 5.2. Une caméra, un microphone, des haut-parleurs sont des éléments nécessaires pour assurer la communication avec le patient. Le médecin peut parler, écouter et voir le patient et le personnel présent lors de l'examen.

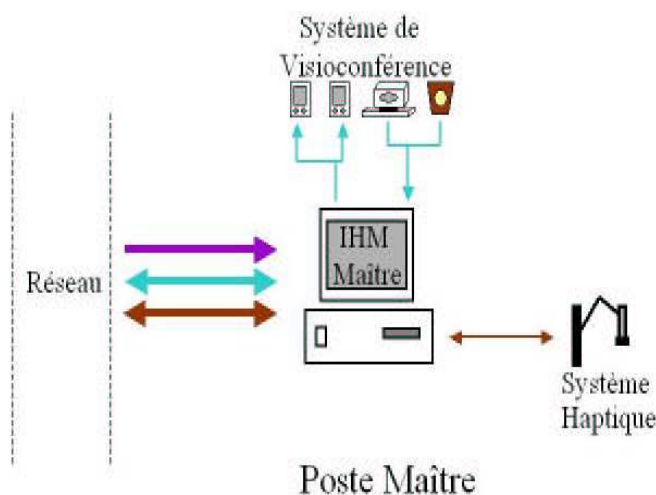


FIG. 5.1 – Composants matériels du poste maître.

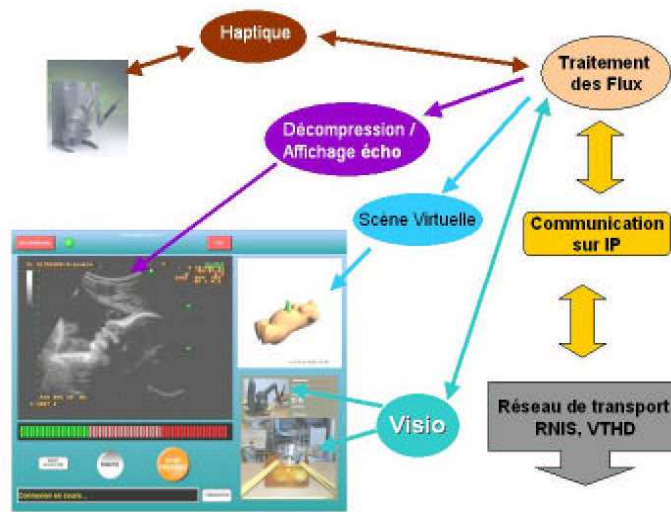


FIG. 5.2 – Composantes logicielles du poste maître.

Le matériel du poste maître de la version 2 est composé de:

- Un ordinateur multimedia bi-Pro Pentium III sous Windows 2000.
- Une caméra vidéo et une carte acquisition vidéo Ostrey100.
- Des haut-parleurs, un microphone et une carte Soundblaster.
- Un système haptique à retour d'effort de type PHANTOM ou un localisateur (magnétique de type Flock Of Birds (FoB) ou optique de type Polaris NDI).
- Un écran de commande et de visualisation des images vidéo du site esclave.
- Une carte de communication (LAN, ISDN, VTHD).

Les figures 5.3 et 5.4 montrent les composantes matérielles et logicielles du poste esclave. Les composants logicielles sont décrites dans la section 5.2. Une caméra, un microphone, des haut parleurs sont des éléments nécessaires pour assurer la communication avec le médecin. Le patient pourra parler, écouter et voir le médecin à distance. Le personnel présent lors de l'examen pourra communiquer avec le médecin.

Le matériel de la deuxième version du poste esclave est composé des éléments suivants:

- Un ordinateur multimedia bi-Pro Pentium III sous Windows 2000.

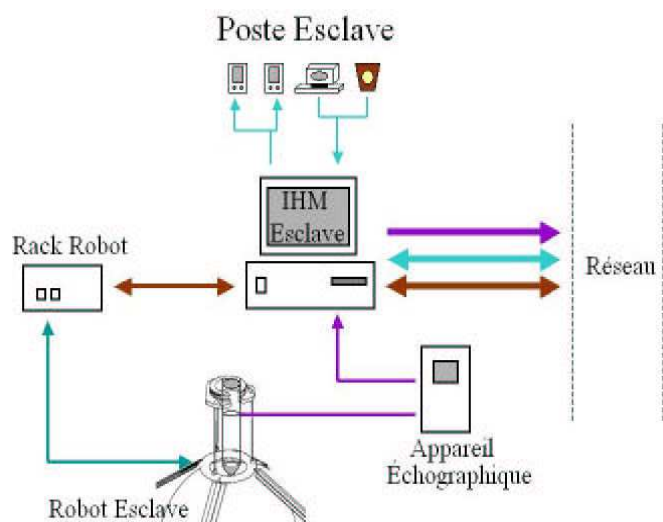


FIG. 5.3 – Composantes Matérielles du Poste Esclave.

- Une caméra vidéo et une carte Ostrey100.
- Des haut-parleurs, un microphone et une carte Soundblaster.
- Un échographe, sa sonde échographique et une carte d'acquisition d'images Matrox.
- Une carte Digitale/Analogique (D/A) et une carte A/D pour la communication PC-Robot-PC.
- Le robot porte-sonde avec l'interface électronique de contrôle et son alimentation électrique.
- Un écran de commande et de visualisation des images vidéo du site maître.
- Une carte de communication (LAN, ISDN, VTHD).

5.2 Travaux développés par les partenaires dans le cadre du projet TER

Deux originalités du système peuvent être mises en valeur. La première réside dans la structure du robot très adaptée au contexte clinique. La deuxième est liée à l'utilisation optionnelle d'un retour d'effort permettant au clinicien expert télé-opérant la sonde échographique de sentir à distance le contact de la sonde réelle sur le patient.

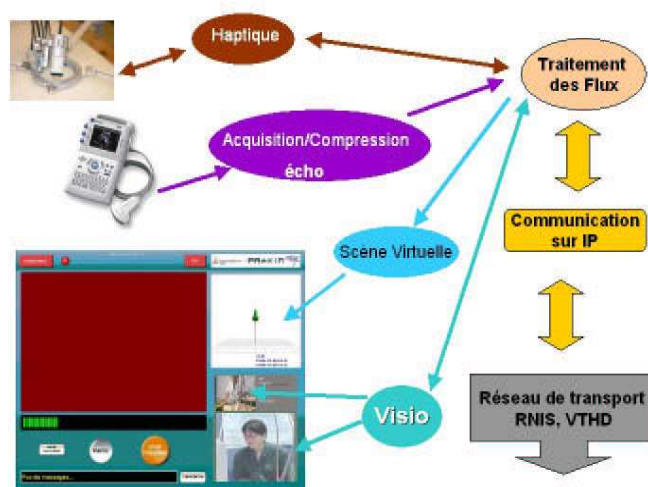


FIG. 5.4 – Composantes logicielles du poste esclave.

Une brève description des travaux développés par les partenaires sera donnée dans les sections suivantes. Nous invitons le lecteur intéressé à se reporter aux publications spécifiques de ces différentes composantes qui ne sont pas l'objet de cette thèse.

5.2.1 Environnement virtuel haptique pour la Télé-échographie

Le terme haptique vient du grec haptain, qui signifie toucher. Le sens haptique permet de percevoir la géométrie tridimensionnelle des objets que l'on manipule, ainsi que leur surface, leur poids et leur texture. Le terme haptique est un adjectif qui désigne des interfaces qui donnent des sensations par le toucher. De plus en plus d'utilisateurs souhaitent aujourd'hui pouvoir interagir de manière plus "physique" avec les mondes virtuels et s'appuyer davantage sur le sens humain du toucher. La présence d'un retour haptique (relatif au canal du toucher) dans l'environnement virtuel apparaît dès lors comme nécessaire. Pour y parvenir, il faut calculer avec soin les forces que l'utilisateur ressentirait en touchant un objet réel, puis représenter ces forces sous forme d'un retour de force, ou rétroaction haptique. Un dispositif haptique permet donc de créer l'illusion du toucher et de sentir tactilement un objet animé. Dans notre système, la technologie haptique est utilisée pour permettre au médecin de ressentir la force exercée par la sonde échographique dans le robot porte-sonde. Le système haptique utilisé dans le projet dans un premier temps est le Phantom Desktop (Sensible Technologies, Inc.). Une sonde virtuelle avec retour d'effort dans une direction pourrait être une solution

à moyen terme.

Un système haptique est donc une interface matérielle qui permet dans une application de réalité virtuelle d'interagir avec des données numériques. Le sens haptique est probablement celui qui traduit le mieux la réalité physique des choses. Les informations qu'il fournit sont à ce point riches qu'elles permettent de suppléer à l'absence ou à la déficience d'un autre sens. En général, un capteur mesure la force exercée par la main sur un dispositif tandis qu'un moteur fournit la force de réaction du dispositif. Cette dernière force est calculée par l'ordinateur en fonction de l'effet souhaité. La force est calculée dans un référentiel fixe, le dispositif de retour d'effort étant solidaire d'un support fixe. Le fait que l'appareil doit être fixé entraîne une limitation de l'espace de travail à un volume assez faible et proportionnel au coût de l'équipement. D'autre part, il est nécessaire de limiter l'intensité du retour d'effort pour des raisons de sécurité.



FIG. 5.5 – Station de commande haptique. (gauche)-Maillage du modèle virtuel. (milieu)- Utilisation de la station haptique. (droite)- Représentation graphique de la force exercée par la sonde sur le modèle virtuel.

Une station de commande haptique (figure 5.5) à retour d'effort a été développée dans le cadre d'une thèse par A. Guerraz (Guerraz 2002) à France Telecom R&D. L'environnement de la station de commande haptique permet une télé-palpation du patient (Guerraz *et al.* 2002). Il permet aussi à l'expert médical une adaptation plus rapide et surtout une immersion facile. L'innovation du système de commande haptique est de permettre à l'expert de conserver ses sensations de proprioception et de gestuelle qui lui fournissent des indications de valeurs synchronisées avec les images échographiques. Dans ce même cadre un modèle virtuel du patient a été construit, ce modèle virtuel est souple et déformable avec des caractéristiques mécaniques paramétrables: viscosité, raideur et masse. Le modèle est utilisé pour fournir des données de retour d'effort à

1 kHz indépendamment du flux, en complément des données de force issues du robot esclave. L'espace de travail du Phantom est de $16 \times 16 \times 13 \text{ cm}^3$ avec une force maximale de 6.4 N .

5.2.2 Module de communication

Afin d'avoir une bonne perception sensorielle de la scène éloignée, il est nécessaire de créer un flux spécifique pour les données haptiques: position, orientation et retour d'effort. Ce flux est bidirectionnel et sa qualité dépend du temps de latence du réseau de télécommunications. Le logiciel de communication développé est transparent au type de réseau, c'est à dire que les deux postes peuvent communiquer en utilisant n'importe quel type de réseau (satellite, ISDN, LAN, GMS, ADSL, VTHD, etc.). La qualité requise par le système global (transmission de données échographiques et haptiques de bonne qualité à une cadence optimale) contraint la sélection du réseau parmi ceux qui offrent un débit de données d'au moins $256kb/s$ et une bonne qualité du réseau.

Le support choisi initialement pour les communications a été le Réseau Numérique à Intégration de Service (RNIS ou ISDN en anglais) de France Télécom. Ce réseau est parfaitement développé et offre des garanties certaines en termes de fiabilité et d'erreur. La bande offerte par le service ISDN permet avec un abonnement de particulier d'atteindre un débit de $128kb/s$. Les cartes utilisées dans le système sont des cartes RNIS Gazel-server 128 PCI ou 256 PCI. Le module de communication développé par Mr F. Pellissier (Pellissier *et al.* 2002) à France Telecom R&D permet l'échange en temps réel des différents flux de données. La figure 5.6 représente les différents flux échangés entre l'IHM et le module de communication.

Le module de communication a été conçu pour obtenir une sensation de geste continu en prenant en compte les considérations suivantes: les postes maître et esclave doivent s'informer mutuellement de leur position respective toutes les 10ms; la transmission du flux vidéo correspondant à l'image échographique nécessite 5 images par seconde pour pouvoir avoir une qualité acceptable et faire l'examen dans de bonnes conditions. Des images à "basse" résolution peuvent être transmises lors de mouvements de translation (à la recherche de la zone d'intérêt), des images haute résolution peuvent être transmises à la demande (étude de la zone d'intérêt). Le module de communication est développé comme un module DLL (Dynamic Link Library) en langage de programmation C++ qui permet l'échange de données par buffer entre le poste de commande haptique et le module de communication, ainsi qu'entre le contrôleur du Robot et le module de communication.

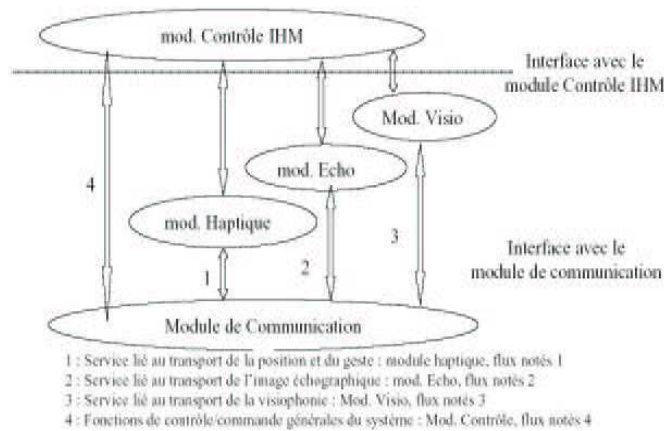


FIG. 5.6 – Flux de données du module de communication.

5.2.3 Image échographique

La transmission vidéo en temps réel est évolutive : temps réel (faible latence), large gamme de réseaux (de bas à très haut débit), robuste (détection d'erreurs et rétablissement après coupure réseau), personnalisable (codec, résolution, qualité, fluidité), intégrée (de la capture des images analogiques à l'affichage distant). La bibliothèque Open Source FFMpeg supporte les codecs vidéo suivants : MJPEG, MPEG1, MPEG4, H263(+), WMV7 (Windows Media Video). Le débit est paramétrable d'une centaine de kilobits à plusieurs mégabits/s comme le tableau 5.1 le montre.

| Réseau | Débit |
|-------------------|--------------------|
| Lignes RNIS | 64kb/s - 512kb/s |
| Lignes ADSL | 256kb/s - 1024kb/s |
| Lignes VDSL | ?? - ?? |
| Lignes LAN / VTHD | 10Mb/s - 100Mb/s |

TAB. 5.1 – Debit de lignes réseaux.

5.2.4 Visio-conférence

Le système de visio-conférence utilisé fait partie du produit professionnel eConf¹ de France Telecom R&D. La configuration d'eConf utilisée permet un débit maximal de 512 Kbits/s. Le système permet une intégration complète à l'interface utilisateur (ergonomie accrue), une large gamme de réseaux (de bas à haut débit sur tout réseau IP), un faible coût (codage logiciel sans besoin de carte supplémentaire), hautes performances (grande qualité d'image et de son en haut débit et faible charge CPU). L'image provenant de la caméra locale est active à partir du lancement du programme, celle provenant de l'autre poste est active une fois la communication établie. La communication peut être établie soit par le poste maître, soit par le poste esclave.

5.2.5 Interface Homme-Machine du système TER

L'interface homme-machine représente un élément clé de l'utilisation de tout système informatique en particulier lorsque l'utilisateur n'est pas un spécialiste de ce domaine. Une interface doit être naturelle, efficace, intelligente, fiable, de compréhension et d'utilisation faciles; autrement dit la plus proche possible des différents modes de perception et de communication humains comme, par exemple, la parole et l'écriture. L'interface homme-machine désigne un assemblage de composants logiciels et matériels qui permet l'accomplissement de tâches avec l'ordinateur. L'intégration de l'interface Homme-Machine du système TER a été coordonnée par la société PRAXIM. Chaque partenaire a développé le module logiciel comme une librairie DDL en permettant une intégration plus simple et organisée. L'interface utilisateur graphique (GUI) est un système qui permet à l'utilisateur de communiquer avec l'ordinateur, et inversement. L'interface graphique du système a été développée par PRAXIM. L'interface graphique est le résultat d'un consensus entre les partenaires, les ergonomes de FT R&D et les médecins.

Dans la figure 5.7 l'interface utilisateur développée pour le poste maître est présentée. Cette interface est la même pour les deux versions du système TER. La figure 5.8 illustre l'interface utilisateur développée pour le poste esclave.

L'interface utilisateur du poste esclave développée pour la version TER1 du système fournit des fonctionnalités associées aux boutons qui permettent entre autres d'initialiser les cartes du robot, la communication, le localisateur ainsi que les paramètres

1. www.econf-communication.com

du modèle cinématique (figure 5.9). Toutes les fenêtres ne sont pas visibles en même temps, elles sont affichées au fur et à mesure que l'utilisateur valide les informations. Cette interface a été développée par l'auteur de ce mémoire.

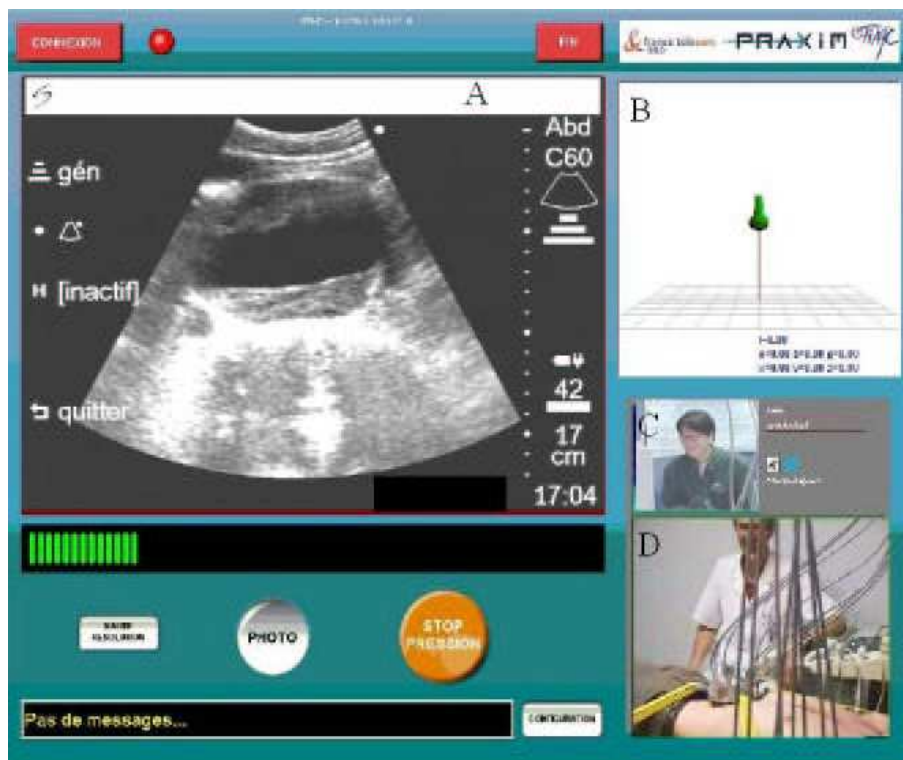


FIG. 5.7 – Interface graphique du système TER. Poste maître. A) Image échographique. B) Modèle virtuel. C) Image locale. D) Image provenant du poste esclave.

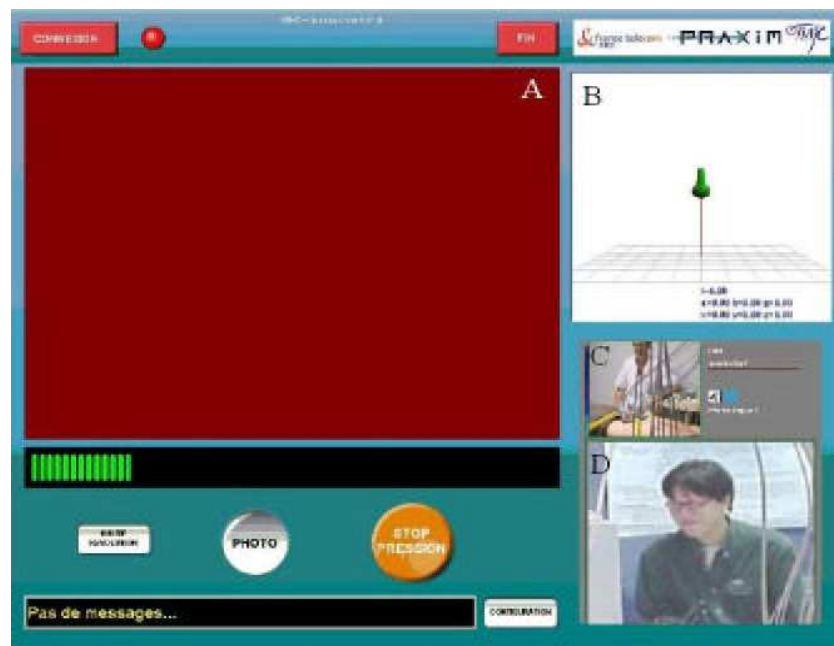


FIG. 5.8 – Interface graphique du système TER. Poste esclave. B) Modèle virtuel. C) Image locale. D) Image provenant du poste maître.

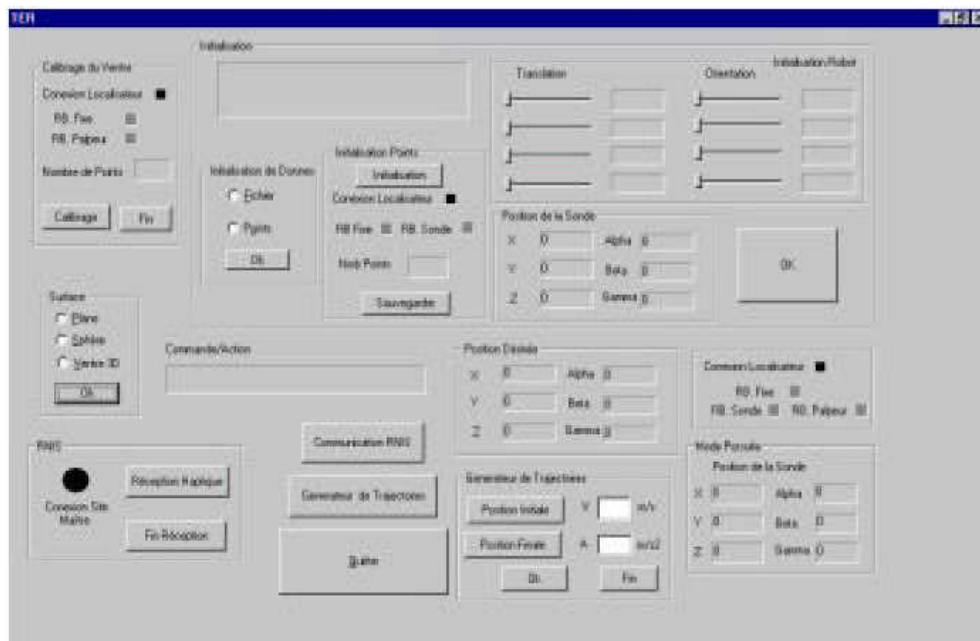


FIG. 5.9 – Interface graphique du système TER1 (Poste Esclave).

5.2.6 Sécurité

L'examen de télé-échographie ne doit pas introduire de danger pour le patient. De plus, lors de transfert de données, il faut garantir la protection de la confidentialité des informations relatives au patient. Dans les systèmes robotiques, le robot partage son espace de travail avec des opérateurs (des médecins ou des aides soignantes), et a une interaction étroite avec le patient. Les contrôleurs des robots médicaux doivent être conçus de telle façon que lors de la survenue d'une panne, aucun danger potentiel ne se produise et que l'enlèvement du robot se fasse sans aucun dommage ni pour le patient ni pour l'équipe médicale. Une fois le robot dégagé, il est souhaitable de pouvoir continuer la procédure de manière manuelle (Davies 1996).

L'application de l'approche de sécurité W5 (Dhillon et Fashandi 1997) dans le système TER est présentée ci-dessous. Les résultats ont permis de considérer différents aspects pour sécuriser le système dans l'étape de la conception mécanique, la conception de la commande ainsi que dans l'IHM.

1. **Pourquoi doit-on considérer la sécurité dans le robot?** Parce que le robot doit être en contact avec le patient, le robot doit assurer que la sonde reste en contact avec le corps tout le temps que dure l'examen. Pour assurer ce contact, le robot doit exercer une force minimale. Il est important de limiter cette force pour éviter de blesser le patient. Dans le cas de la femme enceinte, on doit s'assurer que le fœtus ne souffre pas de l'examen.
2. **Quelles sont les sources de danger?** Comme le robot est en contact permanent avec le patient, la source de danger est le robot en lui-même et la force qu'il exerce sur le corps du patient. Le danger peut provenir des éléments qui, éventuellement, seront en contact avec la peau et des effets du frottement qui pourraient provoquer une blessure.
3. **Qui est le responsable?** Le personnel du site esclave et le médecin expert.
Qui est en danger? Le patient.
Qui doit être protégé? Le patient ainsi que le personnel du site esclave.
4. **Quand doit-on considérer la sécurité?** A tout moment.
Quand le temps critique se présente-t-il? Quand les forces exercées sur le corps du patient sont très significatives.
5. **Où doit-on considérer la sécurité?** Dans la commande du robot, dans le poste maître, dans le robot esclave et dans la communication.

Il est évident que l'interaction entre l'homme et la technologie dans un système

robotique médical joue un rôle important dans la sûreté et donc dans la gestion des risques. Dans le système TER, les rapports entre les activités principales de la gestion des risques comprenant des facteurs humains et la définition du système en langage UML (Unified Modeling Language) ont été étudiés. L'évaluation des risques a été réalisée avec l'utilisation d'une méthode analytique "Failure Modes Effects and Critically Analysis" (FMECA). Un guide pour l'analyse de sûreté du système TER a été développé par J. Guiochet du Lesia-INSA Toulouse (Guiochet 2000). Les robots médicaux appartiennent aujourd'hui aux systèmes critiques de sûreté. Par conséquent, leur procédé de développement doit inclure une activité de gestion des risques. L'analyse de risques est décrite dans des normes médicales et génériques comme le noyau de cette activité. Ce type de technique est utilisée dans le projet TER et les résultats de cette analyse sont présentés dans (Guiochet 2003) et (Guiochet et Vilchis 2002) où j'ai participé directement en appliquant cette analyse au cas du robot TER1. La technique repose sur l'intégration des facteurs humains dans l'analyse de risque, l'emploi du langage UML pour l'analyse du modèle. UML avec sa notation graphique est vraiment utile, cette notation peut être employée pour les besoins de conception. Ceci garantit la modélisation complète et cohérente à partir des besoins jusqu'à la conception, et particulièrement pour les besoins spécifiques en médecine. Des modèles d'UML, dans la conception orientée objet, peuvent également être employés dans le FMECA, même si cette technique était initialement utilisée avec les modèles fonctionnels.

Dans le domaine de l'analyse de sûreté, différentes notions sont souvent employées et peuvent avoir plusieurs définitions. Basés sur des normes médicales récentes (60300-3-9, 51 et 14971) et sur la terminologie des systèmes de sûreté critique dans le domaine de la robotique médicale, les termes suivants peuvent être proposés.

- Le **mal** est défini comme le dommage ou les dommages à la santé des personnes ainsi que les dommages physiques à l'environnement. Un mal peut être défini par sa gravité (mineure, majeure, sévère, etc.) et sa probabilité d'occurrence.
- Le **risque** est défini comme la combinaison de la probabilité de l'occurrence du mal et de la sévérité du mal.

Par ailleurs une étude effectuée sur la fatigue des muscle artificiel de Mckibben (Klute et Hannaford 1998) a donné les conclusions suivantes :

- La limite de fatigue pour un muscle de Mckibben peut être prédictible avec précision à partir d'une méthode développée par le Dr. Hannaford.
- La magnitude de la contraction du muscle a un effet significatif sur la fatigue.

- Les petits mouvements dans le muscle produisent une plus grande fatigue.
- Les muscles construits avec du caoutchouc naturel ont une limite de fatigue plus haute que ceux construits avec du caoutchouc synthétique à base de silicone.

5.3 Fonctionnement général du système TER

Une session d'échographie avec le système TER peut être divisée en trois phases. La figure 5.10 montre le flux d'information entre les deux postes (fonctionnement).

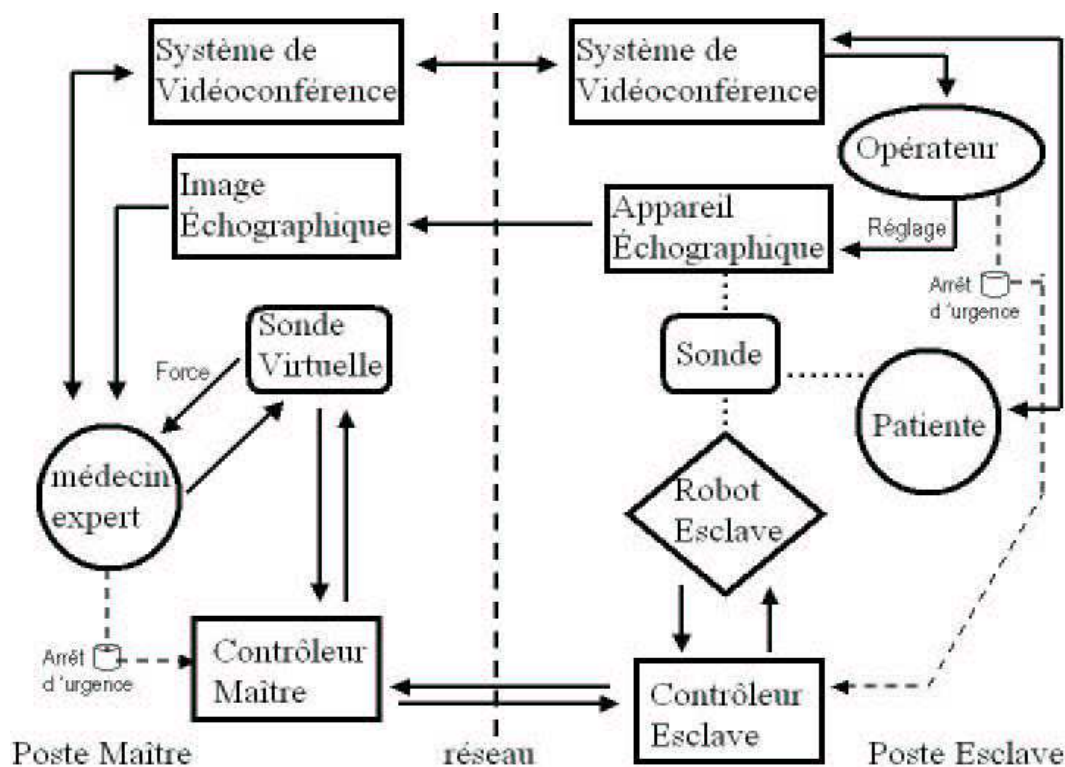


FIG. 5.10 – Fonctionnement du système TER.

- *Initialisation.*
 - Au niveau du poste maître, le logiciel initialise les paramètres de communication, de visioconférence, de retour d'effort, du capteur de position et de la sonde. La communication peut être établie à partir du poste maître ou du

poste esclave. Le système est prêt à fonctionner une fois la communication entre les deux postes établie.

- Au niveau du poste esclave, le gel doit être placé sur la peau du patient sur la zone de l'examen. Le robot esclave doit être placé par l'opérateur assistant dans la position initiale et doit être activé de telle façon que le robot initialise tous ses paramètres internes et que les actionneurs soient activés. Ensuite, le logiciel du poste esclave doit être lancé de façon à initialiser les paramètres de communication, de visioconférence, des capteurs de position et de force et du contrôleur du robot.

Une fois le système initialisé et la communication établie, le système travaille en temps réel. L'expert déplace la sonde. La position courante de la sonde est déterminée par le contrôleur maître qui envoie cette information toutes les 10ms via le réseau au contrôleur esclave. Celui-ci donne les consignes nécessaires au robot pour déplacer la sonde esclave vers la position désirée. La sonde acquiert des images tout au long de ce processus. Ces images sont envoyées en utilisant le réseau vers le poste maître de telle façon que l'expert puisse repérer sur l'image la zone à examiner et éventuellement déplacer ou réorienter la sonde.

- *Opération.* A tout moment de la réalisation de l'examen, il existe une communication continue assurée de telle façon à ce que la visioconférence soit toujours disponible. La communication des signaux de contrôle et de flux haptique est en fonctionnement permanent. Le médecin expert aura toujours une image générale du site esclave ainsi que l'image échographique actuelle. L'image échographique permet au médecin de guider la sonde vers la zone d'intérêt. Le médecin prend la sonde (poste maître) et commence à la déplacer vers la zone d'intérêt. L'information de la position et d'orientation de cette sonde est envoyée vers le poste esclave. Une fois l'information reçue, le robot esclave se déplace vers cette position. La sonde peut être re-positionnée si nécessaire. Le réglage des paramètres de l'appareil d'échographie pour améliorer l'image se fera dans le poste esclave. Ce réglage sera fait par l'opérateur assistant qui devra suivre les indications du médecin expert. Le patient peut à tout moment demander l'interruption la session. L'opérateur assistant peut à tout instant arrêter le robot en utilisant le bouton d'arrêt d'urgence.
- *Fin de session.* La session est arrivée à son terme quand le médecin expert l'indique. A ce moment là, le système de communication de contrôle du robot est coupé, et donc le robot peut être en mode débrayé (manuel) et retiré du patient. Le système de visioconférence peut continuer son fonctionnement de façon à permettre à l'expert de répondre aux questions du patient ou de communiquer

avec l'équipe clinique au chevet du patient. Une fois la concertation terminée, le système coupe la communication et le système est arrêté sur les deux sites.

5.4 Expérimentations

Afin de supporter les activités d'évaluation et d'application clinique, des questionnaires ont été réalisés par l'équipe des psychologues et ergonomes de FT R&D en concertation avec les partenaires. Deux types de questionnaires ont été conçus. L'un a pour but de décrire à un expert clinicien le principe de base du système et de lui demander un retour sur expérience. L'autre est à destination de patient(e)s pour tester leur acceptation du principe d'un examen à distance assisté par robot. Les questionnaires sont présentés dans l'annexe (E). Par ailleurs les tests ont été très prometteurs pour la suite du projet. L'utilisation du système télé-opéré paraît relativement intuitive, même si un certain temps d'adaptation à ce nouveau type de système reste un passage obligé. La réaction des cliniciens a été très enthousiaste. Ces expérimentations sont reportées dans ce qui suit.

5.4.1 Système TER1

Deux expériences ont été réalisées avec le premier prototype du système TER: la première expérience a été réalisée en utilisant un fantôme échographique². La deuxième expérience a été une expérience in vivo avec l'aide d'un volontaire, informé, en bonne santé du consortium de TER. L'objectif de l'essai réalisé avec le fantôme échographique (fantôme vasculaire pour l'échographie avec Doppler voir figure 5.11) était de pouvoir identifier les structures internes et de les suivre comme s'il s'agissait d'un vrai examen. Le fantôme était inconnu des experts médicaux qui ont participé. Les objectifs de l'essai in vivo étaient d'évaluer dans un premier temps la faisabilité clinique en localisant et identifiant les organes internes du volontaire et de valider la capacité du robot porte-sonde à se déplacer dans une surface courbe et inconnue.

Trois médecins (deux gynécologues obstétriciens et un radiologue du CHU de Grenoble, tous les trois étant des experts en matière d'examens échographiques) ont effectué l'essai avec le fantôme échographique et seulement l'un des médecins a participé à l'essai in-vivo. Les experts médicaux depuis le site de France Telecom R&D localisé à Meylan

2. Objet imitant d'une manière réaliste un organe ou une partie du corps humain.

ont manipulé la sonde virtuelle attachée au système haptique. Ces déplacements ont servi à commander le robot distant installé sur le site de TIMC à 10 kilomètres de là, en permettant l'observation des images échographiques (du fantôme médical et du volontaire) en utilisant deux lignes numériques RNIS à $128kb/s$. L'expérience avec le fantôme a été réalisée en 45 minutes environ et l'expérience in-vivo en 60 minutes.

La qualité des images et le contrôle du robot ont été validés par les médecins malgré les perturbations de l'image qui ont été constatées provenant des oscillations produites par les muscles artificiels. Les experts médicaux ont pu identifier et suivre les structures internes du fantôme échographique. Pendant l'expérience in vivo le médecin a pu localiser et explorer des structures anatomiques. Les erreurs de position du robot esclave n'ont pas gêné le médecin lors de l'examen car c'était lui qui commandait les mouvements de la sonde en fonction de ce qu'il voyait dans l'image échographique (structures internes), plutôt qu'en fonction de la position sur le corps du volontaire de la vraie sonde. Les figures 5.11 et 5.12 présentent les expériences in-vitro et in-vivo faites avec le système TER1. Deux positions du patient ont été testées (cf. figure 5.12 montrant que le robot restait manipulable dans des positions où la force de gravité était très significative (photo de gauche en particulier)).

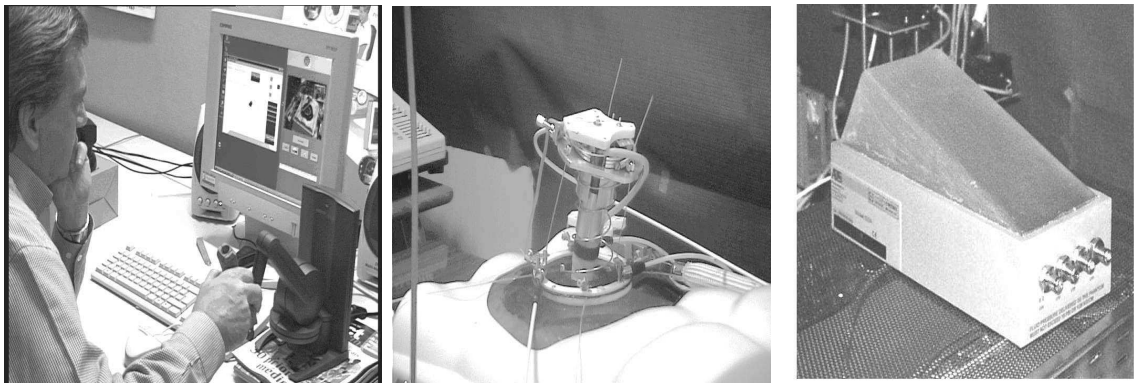


FIG. 5.11 – Expérimentation in-vitro (Grenoble-Meylan, France). Médecin en train de réaliser un examen à distance. Robot se déplaçant sur un mannequin (à l'intérieur le fantôme vasculaire). Fantôme vasculaire.

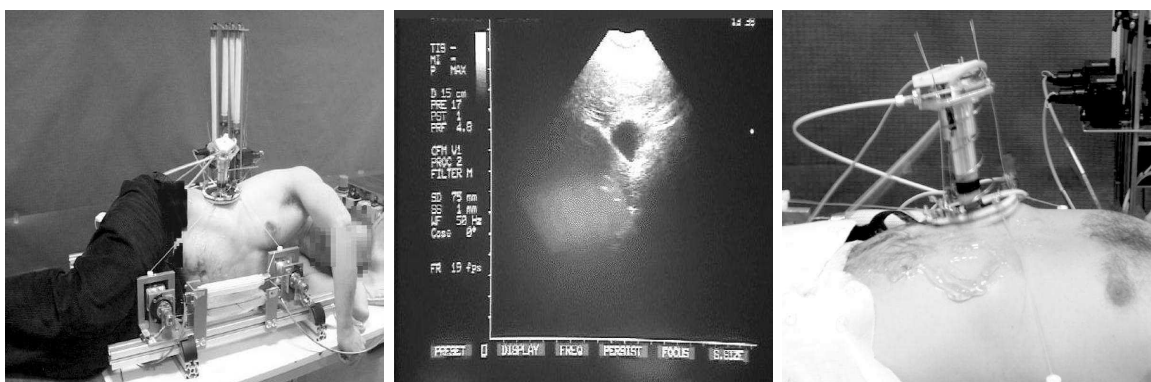


FIG. 5.12 – Expérimentation in-vivo (Grenoble-Meylan, France). Robot porte-sonde se déplaçant sur le corps du volontaire (droite-gauche). Une des images d’ultrasons vues par le médecin (centre).

5.4.2 Système TER2

La deuxième version du système a été intégrée en septembre 2002. Le premier test a été réalisé avec un réseau du type LAN au sein du laboratoire TIMC. La suite des tests a été réalisée avec un raccordement ISDN entre le laboratoire de TIMC et France Telecom R&D. En octobre 2002, une première série d’expériences entre Grenoble et Toulouse (à 600 km) a été réalisée avec succès sur un fantôme foetal initialement puis deuxièmement sur un volontaire, dans le cadre du salon SITEF (Salon International des Technologies Avancées) en utilisant le réseau ISDN à $256kb/s$ avec les caractéristiques suivantes: Le format de l’image MPEG4 à $120Kbps$ (4 images/s), la visioconférence (H323-QCIF) à $64kbps$ et moins de $64kbps$ pour les flux bidirectionnel des données haptiques. En décembre 2002, une démonstration du système a été faite au congrès de Télé-médecine du département français de santé des Armées à Toulon (à 300 km de Grenoble) avec un réseau ISDN à $512kb/s$ avec: Format de l’image MPEG4 à $320kb/s$, visioconférence (H323-QCIF) à $128kb/s$. A Toulon, les médecins militaires employant le système ont réalisé des examens abdominaux d’un volontaire situé à Grenoble. Ils ont apprécié la facilité d’utilisation du système et la bonne exécution mobile du robot porte-sonde. Tous ces utilisateurs médecins testaient le système pour la première fois. Le volontaire n’a rapporté aucun malaise (en particulier, aucune pression excessive de la sonde sur l’abdomen) résultant de l’utilisation du robot porte-sonde.

Les figures 5.13 et 5.14 présentent les expériences in-vitro et in-vivo du système TER2.

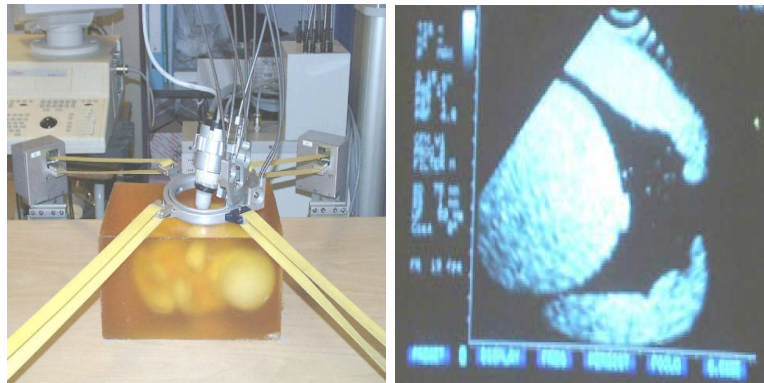


FIG. 5.13 – Expérimentation in-vitro (TIMC, France). Robot porte-sonde se déplaçant sur fantôme foetal (gauche). Image échographique (droite).

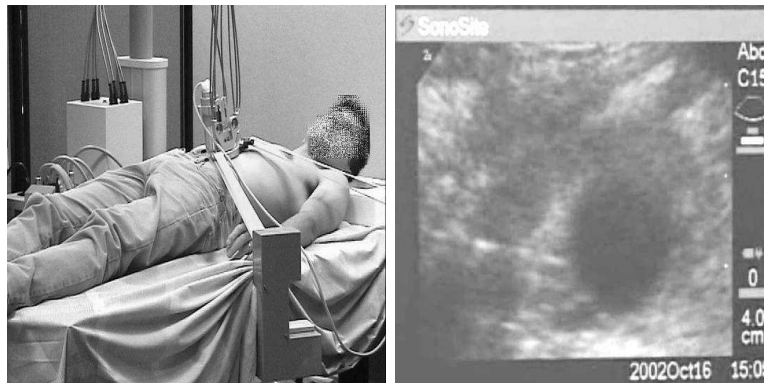


FIG. 5.14 – Expérimentation in-vivo (Toulouse-Grenoble, France). Robot porte-sonde se déplaçant sur le corps du volontaire. Image d'ultrasons de l'artère aorte vue par le docteur.

5.4.3 Validation clinique système TER2

L'expérimentation clinique visée concerne le diagnostic des anévrismes de l'aorte abdominale. Cette évaluation clinique sera effectuée dans le centre d'investigation clinique (CIC) de l'INSERM (Dr Jean-Luc Bosson) et de CHU Grenoble. Deux sites cliniques participent à cette validation : le CHU de Grenoble et le CHU de Brest (à 1125 km). Deux systèmes sont installés sur ces deux sites et connectés grâce à une liaison à "vraiment très haut débit" (VTHD). 100 patients seront examinés, chaque patient participant à l'essai clinique subira sur le site où il se trouve (par exemple Grenoble) les examens requis traditionnellement (scanner et échographie). Il aura en plus un examen de télé-échographie réalisé par un expert distant (par exemple Brest).

L'objectif principal est de documenter les qualités diagnostiques du système de télé-échographie robotisée par rapport à une échographie réalisée de manière conventionnelle à partir d'objectifs d'exploration de difficultés variables (du plus simple diagnostic d'un anévrisme, au plus complexe, incluant la reproductibilité de la mesure des vitesses circulatoires au niveau de l'artère mésentérique supérieure). Les performances diagnostiques de la télé-échographie robotisée seront évaluées par :

- La concordance diagnostique (ordre qualitatif). Concordance entre les deux acquisitions échographiques pour la présence ou l'absence d'un anévrisme, comparaison de la sensibilité et de la spécificité des deux méthodes par rapport au diagnostic d'extension de l'anévrisme aux artères rénales et aux artères iliaques (constatation per opératoire). Concordance sur la thrombose intrasacculaire (ordre qualitatif ordinal).
- La reproductibilité de la mesure (ordre quantitative). Reproductibilité de la mesure des diamètres antéro postérieurs et longitudinaux de l'aorte, mesure du plus grand diamètre du rein droit.
- Une étude comparative de la sensibilité et de la spécificité pour les patients pour lesquels un diagnostic de référence sera disponible (données per-opératoires en cas de chirurgie de l'anévrisme ou données scanner).

Les objectifs secondaires sont de :

- Étudier la faisabilité d'une échographie à distance par l'évaluation du taux d'échecs et le recueil des causes d'échecs éventuels.
- Étudier le temps nécessaire à la réalisation d'une échographie à distance par rapport à une échographie conventionnelle.
- Recueillir l'avis des médecins explorateurs sur la qualité globale des examens (à distance ou non) évaluée sur une échelle analogique de satisfaction et sur la simplicité ou la complexité de la réalisation d'une échographie à distance également évaluée sur une échelle analogique.
- Recueillir la perception du patient vis-à-vis de son acceptation du système de télé-échographie robotisé évaluée sur une échelle analogique.

Ce travail d'expérimentation clinique en accord avec la loi Huriet a reçu l'aval du CCPPRB (Comité de Consultation pour la Protection des Personnes pour la Recherche Bio médicale). La validation clinique est prévue à partir du mois de Juillet 2003. La validation concerne l'étude de 100 cas d'anévrismes, dont 50% seront analysés au CHU

de Grenoble et les 50% restant au CHU de Brest. Des tests sur le réseau VTHD ont été faits entre TIMC et France Telecom et entre TIMC et le CHU de Brest pour mettre au point le système en envisageant la validation clinique. La figure 5.15 présente l'interface graphique de la première expérience in-vivo du système TER2 entre Grenoble (site maître localisé à l'IMAG) et Brest (site esclave Hôpital) en utilisant le réseau VTHD. Technologie IP avec un réseau ATM ou VTHD avec: Format de l'image MPEG4 à 10Mbps, Visioconférence H323 à 128kbps.



FIG. 5.15 – Experimentation in-vivo (Grenoble-Brest, France). GUI Maître.

Chapitre 6

Conclusions et Perspectives

6.1 Conclusions

Un système de Télé-échographie robotisée (TER) a été proposé, implémenté et testé par des médecins échographistes qui ont donné un avis favorable pour l'utilisation de ce genre de système lors des examens d'échographie. D'une manière générale, des organes internes ont été identifiés avec succès lors des tests et l'interprétation des images obtenues a été satisfaisante. Pour le système TER1 une perturbation sur les images venant d'une instabilité de fonctionnement des muscles artificiels a été relevée. Par contre le système TER2 s'est avéré satisfaisant et plus précis selon des médecins experts.

Dans ce travail, une nouvelle architecture de robot pour la télé-échographie a été proposée. Deux prototypes du robot ont été développés; le premier étant un robot parallèle avec une source d'énergie pneumatique et le deuxième considéré comme un robot hybride (une structure parallèle pour la translation du robot et une structure série pour l'orientation et mouvement axial de la sonde) avec des moteurs électriques comme actionneurs. Malgré la mise en évidence des limitations du premier prototype, la faisabilité de ce système a été démontrée et a profité à la conception du deuxième prototype dont la faisabilité fut également démontrée. Plusieurs simulations numériques ont été faites en ayant comme objectif l'évaluation du modèle géométrique inverse pour le système TER1. Un simulateur graphique (logiciel) a été également développé afin de valider ce modèle avant de commencer les tests sur le premier prototype.

Les tests réalisés in-vitro et in-vivo pour les deux prototypes ont démontré la portabilité et la compliance de ces architectures. L'opinion favorable des médecins sur l'utilisation de tels systèmes a contribué à la viabilité du robot TER en encourageant vivement la continuité de la recherche dans cette direction.

L'intégration des modules développés a mis en évidence la faisabilité, fiabilité et la viabilité globales du système en permettant la mise en place de tests in-vitro et in-vivo comprenant les expériences concernant la validation clinique. Des tests locaux et à distance ont été faits sur les deux systèmes. Pour le robot TER1 la communication Meylan/Grenoble a été réalisée en utilisant un réseau ISDN tandis que pour le robot TER2 la communication Brest/Grenoble a été réalisée avec le réseau VTHD. Les bons résultats de ces deux expériences à distance ont contribué à la démonstration de faisabilité du système global.

L'architecture robotique parallèle proposée diffère significativement des architectures rapportées par la littérature concernant les robots parallèles, qui sont en général des systèmes encombrants, rigides et rapides. Le robot TER est par contre flexible, léger, compliant et sa vitesse est contrôlée par le geste de l'expert. Le parallélisme est ici un choix permettant de "répartir" l'architecture robotique au chevet du patient

Le système TER présente par rapport aux travaux de Télé-échographie robotisée précédents d'autres avantages :

- Il s'agit d'un système intégré (Image, visio-conférence, communication, etc).
- Il fournit un retour d'effort au médecin expert.
- Il respecte la procédure classique de la tâche échographique.

Par rapport aux travaux précédents concernant les muscles artificiels où l'utilisation d'une paire de muscles antagonistes constitue un actionneur, le système TER1 propose un seul muscle par actionneur ne travaillent pas tout à fait en antagonisme avec son homologue, ce qui constitue un apport original dans l'utilisation de ce type d'actionneurs.

La structure d'orientation du robot TER2 est plus précise que celle du robot TER1. Ceci est dû à une conception mécanique mieux adaptée à cette tâche car la rigidité du deuxième prototype fournit une meilleure stabilité mécanique à la structure.

Le robot TER2 intègre une quantité plus importante de capteurs que le robot TER1, ce qui a permis de prendre en compte des variables telles que la vitesse ou la force de

la sonde sur le patient afin de commander la rapidité des mouvements du robot et de fournir au médecin expert la sensation de force sur le patient.

Étant donné que chaque muscle possède sa propre fonction de comportement (pression-contraction), une tâche de calibration doit être faite de manière particulière pour chacun d'entre eux. L'utilisation dans la commande PIDA des mêmes paramètres (K_p, K_d, K_I, A) pour les quatre muscles en translation implique une possible source d'erreur qui devrait être diminuée en utilisant des paramètres propres à chaque muscle. Ce raisonnement intuitif devra être vérifié expérimentalement.

Les tâches de calibration pour les muscles artificiels ainsi que pour les actionneurs électriques afin de déterminer dans le premier cas la relation "longueur-pression" et dans le deuxième cas la relation "force-tension", par exemple, se sont avérées assez laborieuses et compliquées. Il serait souhaitable de réfléchir à une procédure plus simple ou à l'utilisation de capteurs rendant ces tâches plus simples.

Une analyse de sécurité suivant les procédures définies en (Guiochet 2000) a été proposée pour le robot TER1 et peut être appliquée aussi au robot TER2.

Ce travail a donné lieu à la publication de plusieurs articles (Vilchis 2000), (Vilchis *et al.* 2001a), (Vilchis *et al.* 2001b), (Vilchis *et al.* 2002), (Vilchis *et al.* 2003b), (Vilchis *et al.* 2003a), (Vilchis *et al.* 2003c), (Courrèges *et al.* 2002), (Guiochet et Vilchis 2002), (Guerraz *et al.* 2002) et (Pellisier *et al.* 2002).

Notons enfin que la version TER1 a été également utilisée pour le développement du premier prototype du robot porte-endoscope (Berkelman *et al.* 2002) du laboratoire TIMC.

Parmi mes contributions le plus significatives on trouve :

- La mise en place des exigences de mouvements lors des examens échographiques afin de concevoir l'architecture robotique.
- La participation directe dans la conception du robot où plusieurs architectures ont été étudiées (triangulation, carrée et carrée avec poulies).
- L'étude de différentes possibilités de modélisation du robot (géométrique, cinématique ou dynamique). Un modèle géométrique inverse a été retenu. Ce modèle permet la détermination des valeurs articulaires de telle façon que la structure robotique puisse s'adapter facilement à la surface du travail.
- La réalisation d'un simulateur pour évaluer le modèle géométrique.

- La réalisation d’une interface graphique pour manipuler le robot.
- Une participation directe dans les tâches d’intégration du système TER et dans les test in-vitro et in-vivo.

6.2 Perspectives

Ce travail ouvre plusieurs perspectives d’assez court terme parmi lesquelles les plus significatives sont les suivantes:

Les algorithmes de communication du système TER sont transparents au type de réseau utilisé. Une extension aux réseaux de communication mobile ou satellite est envisageable, ce qui rendrait l’application du système plus utile dans des régions où il n’y a pas des réseaux établis (VTHD, par exemple) ou dans des cas où le système est utilisé dans des véhicules d’urgence (SAMU).

Sur le plan du poste maître:

- Dans le cadre de l’évolution du système et plus précisément de la station haptique, la recherche d’un nouveau système de retour d’effort est considérée (sonde virtuelle). Ce système remplacera le Phantom. Les raisons de la conception d’un nouveau système sont doubles. D’une part, les systèmes à retour d’effort sont très coûteux et ont souvent un espace de travail assez restreint. D’autre part dans le cas des applications prévues, le retour d’information le plus utile est probablement pour l’essentiel mono-dimensionnel (pression dans la direction de la sonde échographique). Ce nouveau système est étudié actuellement dans le cadre d’un stage de DEA MIMB réalisé au sein du laboratoire TIMC.
- Le réglage de paramètres (niveau de gris, fréquences d’ultrasons, etc.) ainsi que les mesures faites sur les images pourraient se faire à partir du poste maître par l’utilisation d’un module électronique embarqué, car actuellement ces tâches se font de manière locale dans le poste esclave.
- Une reconstruction 3D des organes ou tout du moins, la juxtaposition des images acquises dans un volume de données 3D à l’intérieur de l’abdomen du patient peut être envisagée en fonction de la trajectoire suivie par le robot et des images échographiques prises par la sonde en déplacement. Ceci peut permettre à l’opé-

rateur expert de mieux visualiser le volume exploré; des travaux précédents sur la simulation échographique nous ont en effet démontré que la perception spatiale des images acquises était extrêmement variable d'un opérateur à l'autre. Une telle visualisation et la capacité de rejouer a posteriori l'examen réalisé peuvent avoir un intérêt significatif dans l'enseignement de l'échographie.

- Nous avons vu que le MGI repose sur une approximation de l'espace de travail par un plan ou une sphère, ou bien utilise un modèle "palpé" de cette surface. Il serait tout à fait envisageable, comme il est fait dans d'autres applications (Couteau *et al.* 1999), (Luboz *et al.* 2001), de recalculer un modèle générique du patient avec quelques données collectées avant l'examen.

Sur le plan du poste esclave:

- Les résultats en utilisant les muscles artificiels se sont avérés imprécis. C'est pourquoi un contrôle cartésien en boucle fermée pourrait être envisageable pour des futurs travaux concernant ce genre d'actionneurs.
- La commande hybride en position et force utilise deux boucles de contrôle pour commander séparément la force (appliquée par les câbles ou sangles de translation sur le patient) et la position du robot. Cette stratégie permettrait de maintenir l'élément terminal en contact avec la surface en exerçant une force désirée et de le faire bouger sur la surface en suivant la trajectoire de consigne.
- Pour le système TER1 ou pour des futures applications utilisant les muscles artificiels, il serait souhaitable de compter sur un modèle dynamique du système prenant en compte des phénomènes tels que l'hysteresis de ces actionneurs et les forces de frottement qui font partie d'une dynamique plus complexe. Une version du robot TER2 qui utilise des capteurs de force dans les sangles est en cours de développement, ce qui rendrait l'implémentation d'un modèle dynamique plus simple.

A plus long terme,

- Le robot TER2 pourrait avoir un champ d'application étendu à d'autres types d'examen échographiques (membres inférieurs, cœur, carotide, etc.). Pour ceci, des modifications simples de la structure de translation pourraient être prises en

compte et une modification plus importante de la structure d'orientation pour augmenter l'espace de travail ($> 60^\circ$) pourrait aussi être envisagée.

Bibliographie

- 14971, ISO (2000). *Medical devices Application of risk management to medical devices*. International Organization for Standardization.
- 51, ISO/IEC Guide (1999). *Safety aspects - Guidelines for their inclusion in standards*. International Organization for Standardization.
- 60300-3-9, IEC (1995). *Dependability management part 3: application guide - section 9: risk analysis of technological systems*. International Electrotechnical Commission.
- ACFAS Robot System* (1992). Technical report. Bridgestone Corporation.
- Adams, L., W. Krybus, D. Meyer-Ebrecht, R. Rueger, J.M. Gilsbach, R. Mösges et G. Schloendorff (1990). Computer assisted surgery. In: *IEEE Comp. Graphics Appl.* pp. 43 – 51.
- Aiono, S., J.M. Gilbert, B. Soin, P.A. Finlay et A. Gordan (2002). Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endoassist) for laparoscopic cholecystectomy.. *Surg Endoscopie* **16**(9), 1267 – 1270.
- Artificial Muscle*. (1960). *Life* pp. 87 – 88.
- Auer, L.M., A. Radetzky, C. Wimmer, G. Kleinszig, H. Deligette et B. Davies (1999). Visualisation for planning and simulation of minimally invasive procedures. *Lecture Notes in Computer Science* **1679**, 1119 – 1209.
- Berkelman, P.J., P. Cinquin, J. Troccaz, J. Ayoubi, C. Letoublon et F. Bouchard (2002). A compact, compliant laparoscopic endoscope manipulator. In: *International Conference on Robotics and Automation*. pp. 1870 – 1875.
- Boitier, V. (1996). Mise en oeuvre et contrôle d'un robot SCARA à 2 degree de liberte, actionne par des muscles artificiels pneumatiques de McKibben. PhD thesis. INSA Toulouse.
- Brandt, G., K. Radermacher, S. Lavallée, H-W Saudte et G. Rau (1997). A compact robot for image guided orthopedic surgery: Concept and preliminary results. In: *First Conference of Computer Vision, Virtual Rality and Robotics (CVRVMEDII) and Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS III)*. pp. 767 – 776.

- Bricault, I. (1997). A fast morphology-based registration application to computer assisted bronchoscopy. In: *Proc CVRMed/MRCAS'97 Lecture Notes in Computer Science Series* (Springer-Verlag, Ed.). Vol. 1205. pp. 417 – 426.
- Carroza, M.C., L. Lencioni, B. Magnani, S. D'Attanasio et D. Dario (1997). The development of a microrobot system for colonoscopy. In: *Proc CVRMed/MRCAS'97 Lecture Notes in Computer Science Series* (Springer-Verlag, Ed.). Vol. 1205. pp. 779 – 788.
- Charles, S., H. Das, T. Ohm, C. Boswell, G. Rodriguez, R. Steele et D. Istrate (1997). Dexterity-enhanced telerobotic microsurgery. In: *International Conference on Advanced Robotics*.
- Chassat, F. (2001). Etude et réalisation d'un système de localisation en six dimensions pour la chirurgie assistée par ordinateur. PhD thesis. INPG.
- Clavel, R. (1988). Delta a fast robot with parallel geometry. In: *18th Int Symp. on Industrial Robot*. pp. 98 – 100.
- Courrèges, F., G. Poisson, P. Vieyres, A. Vilchis, J. Troccaz et B. Tondu (2002). Low level control of antagonist artificial pneumatic muscles for a tele-operated ultrasound robot : Ter. In: *International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR)*. p. CD.
- Courregès, F., N. Smith, G. Poisson, P. Vieyres, A. Gourdon M. Spizieg et O. Merigeaux (2001). Real time exhibition of a simulated space tele-echography using an ultralight robot. In: *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space*.
- Couteau, B., Y. Payan, S. Lavalée, et M.C. Hobatho (1999). The mesh-matching algorithm: a new automatic 3d mesh generator for finite element analysis. In: *Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Interventions - MICCAI'99*. pp. 1175 – 1182.
- Cunha, D. De, P. Gravez, C. Leroy, E. Maillard, J. Jouan, P. Varley, M. Jones, M. Halliwell, D. Hawkes, P.N.T. Wells et L. Angelini (1998). The midstep system for ultrasound guided remote telesurgery. In: *20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. pp. 1266 – 1269.
- Dauzat, M., J.P. Laroche, J.M. De Bray, G. Deklunder, A. Coutureand, J.B. Cesari et F. Barral (1991). *Ultrasonographie Vasculaire Diagnostique*. Editions Vigot.
- Davies, B.L. (1996). A discussion of safety issues for medical robots. In: *Computer Integrated Surgery*. pp. 287 – 296.
- Davies, B., W.J. Lin, R.D. Hibberd et J.C. Cobb (1999). Active compliance in robotic surgery - the use of force control as a dynamic constraint. *Engineering in Medicine* **211**(H14), 285 – 292.
- Delgorge, C., L. Al Bassit, C. Novales, N. Smith-Geérin, G. Poisson, P. Vieyres, L. Urbain, O. Merigeaux, F. Aversa, M. Strintzis, G. Triantafyllidis, Ph. Arbeille, R. Co-

- mino, R. Istepanian, T. Owens, A. Bove, G. Nicolai, C. Bru, A. D'Aquila et M. Fruscione (2002). Otelo project: mobile tele-echography using an ultra-light robot. In: *Telemed'02*. p. CD.
- Delgorge, C., P. Vyeres, G. Poisson, C. Rosenberger et P. Arbeille (2001). Comparative survey of ultrasound images compression methods dedicated to a tele-scanning robotic system. In: *IEEE EMBS*.
- Dhillon, B.S. et A.R.M. Fashandi (1997). Safety and reliability assessment technique in robotics. *Robotica* **15**, 701 – 708.
- Drake, J.M., M. Joy, A. Goldenberg et D. Kreindler (1991). Computer and robotic assisted resection of brain tumors. In: *Proc. Int. Conf. Advanced Robotics (ICAR)*. pp. 888 – 892.
- Duchemin, G., E. Dombre, F. Pierrot et Ph. Poignet (2001). Scalpp: A safe methodology to robotize skin harvestin. In: *MICCAI'01*. pp. 309 – 316.
- Ducko, C., E. Stephenson, S. Sankolkar et R. Damiano (1999). Robotically-assisted coronary artery bypass surgery: moving toward a completely endoscopic procedure. *Heart Surgery Forum* **2**(1), 29 – 37.
- Finlay, P. et P. Morgan (2001). Pathfinder image guided robot for neurosurgery. *Journal of Industrial* **30**(1), 30 – 34.
- Fortin, T., J.L. Coudert, G. Champlébourg, P. Sautot et S. Lavalle (1995). Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography. *Computer-Aided Surgery* **1**, 53 – 58.
- Glauser, G., P. Flury, M. Epitauz, Y. Piquet et C. Burckhardt (1993). Neurosurgical operation with the dedicated robot minerva. *IEEE EMBS* pp. 347 – 351.
- Götte, H., M. Roth, CH. Brack et F. Gossé (1996). A new less invasive approach to knee surgery using a vision-guided manipulator. In: *IARP Workshop on Medical Robots*. Vol. 1. pp. 99 – 107.
- Gourdon, A., Ph. Poignet, G. Poisson, P. Vieyres et P. Marché (1999a). A new robotic mechanism for medical application. In: *IEEE/ASME International conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. pp. 33 – 38.
- Gourdon, A., Ph. Poignet, G. Poisson, Y. Parmantier et P. Marché (1999b). Master-slave robotic system for ultrasound scanning. In: *In European Medical and Biological Engineering Conference*. Vol. II. pp. 1116 – 1117.
- Gourdon, A., P. Vieyres, Ph. Poignet, M. Szpieg et Ph. Arbeille (1999c). A tele-scanning robotic system using satellite. In: *In European Medical and Biological Engineering Conference*. Vol. II. pp. 1402 – 1403.
- Green, P., J. Jensen, J. Hill et Shan A. (1995). Mobile telepresence surgery. In: *Second Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery Proc (MR-CAS'95)*. pp. 97 – 103.

- Grueneis, C.O.R., R.H. Ritcher et F.F. Hening (1999). Clinical introduction of the caspar system. In: *Proc. of 4th International Symposium on Computer Assisted Orthopedic Surgery*.
- Guerraz, A., A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, B. Hennion, F. Pellisier et P. Thorel (2002). A haptic virtual environment for tele-echography. In: *Proc of 10th Annual Medicine Meets Virtual Reality Conference*. pp. 23 – 26.
- Guerraz, A. (2002). Etude du télégeste médical non invasif utilisant un transducteur gestuel à retour d'efforts. PhD thesis. INPG.
- Guiochet, J. et A. Vilchis (2002). Safety analysis of a medical robot for tele-echography. In: *Second IARP/IEEE-RAS Joint Workshop on Technical Challenge for Dependable Robots in Human Environments*. pp. 217 – 227.
- Guiochet, J. (2000). Guide de sécurité. Technical report. INSA Toulouse.
- Guiochet, J. (2003). Maitrise de la sécurité des systèmes de la robotique de service. PhD thesis. INSA Toulouse.
- Guthart, G.S. et J.K. Salisbury (2000). The intuitive telesurgery system: Overview and application. In: *Proc IEEE ICRA*.
- Jensen, P.S., K.W. Grace, R. Attariwala, J.E. Colgate et Glucksberg (1997). Toward robot-assisted vascular microsurgery in the retina. *Clin. Exp. Ophthalmol* **235**, 696 – 701.
- Kavaussi, L., R. Moore, L. Adams et A. Partin (1995). Comparaison de robotique versus human laparoscopic camera control. In: *Second Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery SMRCAS'95*. pp. 284 – 287.
- Kazanzides, P., J. Zuhars, B.D Mittelstad et R.H. Taylor (1996). Force sensing and control for a surgical robot. In: *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA)*. pp. 291 – 298.
- Kienzle, T.C., S.D. SQtulberg, M. Peshkin, Q. Quqid, J. Leq, A. Goswani et C.H. Wu (1995). Total knee replacement. *IEEE Engineering in Medecine and Biology magazine, Special issue Robots in Surgery* **14**(3), 301 – 306.
- Klute, G. K. et B. Hannaford (1998). Fatigue characteristics of mckibben artificial muscle actuators. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. pp. 1776 – 1782.
- Kontaxakis, G., S. Walter et G. Sakas (2000). Eu-teleinvivo: An integrated portable telemedicine workstation featuring acquisition, processing and transmission over low-bandwidth lites of 3d ultrasound volume image. In: *Proc of Information Technology applications in Biomedicine (ITAB)*. pp. 158 – 163.
- Koyama, H., Y. Uto, D. Tamura et T. Komeda (2002). Development of the robot system fot tele-ultrasound imaging diagnosis. In: *Japan Conf.*

- Lavallée, S. et Ph. Cinquin (1990). 3d imaging in medicinecomputer assisted medical interventions. *Computer Assited Medical Interventions, NATO ASI Series F*(60), 301 – 311.
- Lavallée, S., J. Troccaz, L. Gaborit, P. Cinquin, A.L. Benabid et D. Hoffmann (1992). Image guided robot: a clinical application in stereotactic neurosurgery. In: *IEEE Int Conf. Robotics and Automatation*. pp. 618 – 625.
- Li, Q.H., L. Zamorano, A. Pandya, R. Perez, J. Gong et F. Diaz (2002). The application accuracy of the neuromate robot—a quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems. *Comput Aided Surg* **7**(2), 90 – 98.
- Luboz, V., B. Couteau et Y. Payan (2001). 3d finite element meshing of entire femora by using the mesh matching algorithm. In: *Proceedings of the Transactions of the 47th Annual Meeting of the Orthopaedics Research Society*. pp. 522 – 525.
- Lueth, T. et J. Bier (1999). Robot assisted intervention in surgery. In: *Neuronavigation - Neurosurgical and Computer Scientific Aspects* (Springer Verlag, Ed.).
- Marescaux, J. (2002). Code name: Lindbergh operation. *Annales de Chirurgie* **127**(1), 2 – 4.
- Masuda, K., N. Tateishi, Y. Suzuki, E. kimura, Y. Wie et K. Ishihara (2002). Experiment of wireless tele-echography system by controlling echographyc diagnosis robot. In: *MICCAI'02*. pp. 130 – 137.
- Merlet, J.P. (1997). *Les robots parallèles..* Hermes.
- Merlet, J-P (2002). Optimal design for the micro parallel robot mips. In: *IEEE International Conference on Robotics & Automatation*. pp. 1149 – 1154.
- Mitsuishi, M., S. Warisawa, T. Tsuda, T. Higuchi, N. Koizumi, H. Hashizume et K. Fujiwara (2001). Remote ultrasound diagnostic system. In: *IEEE International Conference on Robotics & Automatation*. pp. 1567–1574.
- Pellissier, F., A. Vilchis, P. Thorel, J. Troccaz, B. Hennion et Ph. Cinquin (2002). A force feedback remote ultrasound service. In: *Proc of World Telecommunications Congress*.
- Peuchot, B., A. Tanguy et M. Eude (1995). Virtual rality as an operative tool during scoliosis surgery. In: *Proc CVRMed'95 Lecture Notes in Computer Science Series* (Springer-Verlag, Ed.). Vol. 905. pp. 549 – 554.
- Pierrot, F., E. Dombre, E. Dégoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariépy et JL. Mégnien (1999). Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis* **3**, 285 – 300.
- Salcudean, S.E., G. Bell, S. Bachmann, W.H. Zhu, P. Abolmaesumi et P.D. Lawrence (1999). Robot-assisted diagnostic ultrasound-design and feasibility experiments. In: *In Lecture Notes in Computer Science. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*. pp. 1062 – 1071.

- Schneider, O., J. Troccaz, O. Chavanon et D. Blin (2000). Padyc: a synergistic robot for cardiac puncturing. In: *Proc of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*. pp. 2883 – 2888.
- Stewart, D. (1965). A platform with 6 degrees of freedom. In: *Proc of the Institution of mechanical engineers*. pp. 371 – 386.
- Stoianovici, D. (1997). An efficient needle injection technique and radiologic guidance method for percutaneous procedures. In: *Proc CVRMed/MRCAS'97 Lecture Notes in Computer Science* (Springer-Verlag, Ed.). Vol. 1205. pp. 295 – 298.
- Taylor, R. H., S. Lavalle, A. Burdea et R. Mösges (1996). Computer integrated surgery. technology and clinical applications. Technical Report 2. Second International Workshop on Robotics and Computer Assisted Medical Interventions.
- Taylor, R., L. Joskowicz, B. Williamson, A. Guéziec, A. Kalvin, P. Kanazides, R. Van Vorhis, J. Yao, R. Kumar, A. Bzostek, A. Shay, M. Börner et A. Lahmer (1999). Computer-integrated revision total hip replacement surgery: concept and preliminary results. *Medical Image Analysis* **3**(3), 301 – 319.
- Tondu, B. et P. Lopez (2000). Modeling and control of mackibben artificial muscle robot actuators. In: *IEEE Control Systems Magazine*. Vol. 20. pp. 15 – 38.
- Vial, D. (1997). Etude et commande floue d'actionneurs à muscles artificiels de McKibben appliqués à la motorisation de robots manipulateurs. PhD thesis. INSA Toulouse.
- Vilchis, A., J. Troccaz, Ph. Cinquin, A. Guerraz, F. Pellissier, P. Thorel, B. Tondu, F. Courrèges, G. Poisson et M. Althuser et J-M. Ayoubi (2002). Experiments with the ter tele-echography robot. In: *Fifth International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*. pp. 138 – 146.
- Vilchis, A., J. Troccaz, Ph. Cinquin, F. Courrèges, G. Poisson et B. Tondu (2001a). Robotic tele-ultrasound system (ter): Slave robot control. In: *1st IFAC Conference on Telematics Application in Automation and Robotics*. pp. 95 – 100.
- Vilchis, A., J. Troccaz, Ph. Cinquin, K. Masuda, B.d Tondu et F. Pellissier (2003a). A new robot architecture for tele-echography. *IEEE Special Issue Medical Robotics (accepted)*.
- Vilchis, A., K. Masuda, J. Troccaz et Ph. Cinquin (2003b). Robot-based tele-echography: the ter system. In: *Medical Informatics Europe*.
- Vilchis, A., K. Masuda, M. Althuser, J-M. Ayoubi, J-L. Bosson, J. Troccaz et Ph. Cinquin (2003c). Robotized tele-echography: from concepts to clinical validation. In: *Annales de telecom (soumis)*.
- Vilchis, A., Ph. Cinquin, J. Troccaz, A. Guerraz, B. Hennion, F. Pellissier, P. Thorel, F. Courreges, A. Gourdon, G. Poisson, P. Vieyres, P. Caron, O. Mériageux, L. Urbain, C. Daimo, S. Lavallée, Ph. Arbeille, M. Althuser, J-M. Ayoubi, B. Tondu et

- S. Ippolito (2001*b*). Ter: a system for robotic tele-echography. In: *Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*. pp. 326 – 334.
- Vilchis, A. (2000). Télé-échographie robotisée. In: *Journées Jeunes Chercheurs en Robotique*.
- Wendlandt, J.M. et S.S. Sastry (1994). Design and control of a simplified steward platform for endoscopy. In: *33th Conf on Decision and Control*. pp. 354 – 362.

Annexe A

Principes d'Échographie

Un échographe peut être défini comme un radar médical émettant un court faisceau d'ondes ultra-sonores qui sera plus ou moins réfléchi selon l'orientation et la nature des organes rencontrés; l'eau transmet intégralement les ondes ultra-sonores alors que l'os les réfléchit. L'appareil attend le retour du faisceau, puis enregistre le signal. Après avoir appliqué sur la peau un gel de couplage qui permet de supprimer la présence d'air entre la sonde et la peau, on déplace le capteur d'une fréquence adaptée, en regard de l'organe à explorer : superficiel (thyroïde, sein, muscle, articulations) ou plus profond (foie, vésicule biliaire, pancréas, rein, vessie, fœtus). C'est une méthode simple, rapide, sans danger, sans injection, peu coûteuse et très informative; ses ennemis sont la graisse et l'air qui altèrent la qualité de l'image. Il existe des sondes endo-corporelles (vagin, rectum, oesophage) à caractère un peu plus invasif.

Les images obtenues par les appareils échographiques donnent le plus souvent des informations en deux dimensions. L'acquisition de la troisième dimension se fait par intégration mentale des coupes successives obtenues par le spécialiste. Une technologie émergente dans ce domaine consiste à obtenir des représentations 3D des organes auscultés. Pour obtenir la troisième dimension les images échographiques avec les positions de la sonde sont enregistrées et de cette façon la reconstruction des images tridimensionnelles est possible.

A.1 Ultrasons

Les ultrasons sont des ondes acoustiques émises en faisceau à partir d'une source et réfléchies par les discontinuités du milieu de propagation et que l'on peut capter.

Les sons sont émis par des corps animés d'un mouvement vibratoire et se propagent sous forme d'ondes mécaniques (voir figure A.1) susceptibles de subir des réflexions (échos), des réfractions, et des interférences. La propagation des sons ne peut se faire que dans la matière. Les sons ne sont pas transmis dans le vide. Les molécules du milieu traversé subissent des phénomènes de compression et de relaxation successifs et transmettent ces modifications aux molécules voisines. L'onde sonore en déplacement dans un milieu donné est caractérisée par sa fréquence (f) et sa longueur d'onde (λ). Ces 2 caractéristiques permettent de déterminer la vitesse de propagation des sons (v) dans le milieu $v = \lambda \times f$

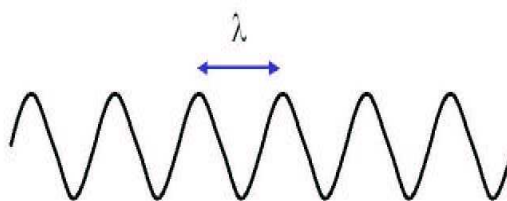


FIG. A.1 – Onde sonore.

La vitesse de propagation des sons dans la matière (voir tableau A.1) dépend essentiellement des caractéristiques du milieu (élasticité, densité). La vitesse de propagation moyenne des sons dans les tissus mous (1540 m/s) est utilisée par l'échographe pour déterminer la distance de l'écho à partir du temps de vol.

| <i>Milieu</i> | <i>Vitesse de propagation (m/s)</i> |
|--------------------|-------------------------------------|
| <i>Air</i> | 330 |
| <i>Eau</i> | 1480 |
| <i>Tissus mous</i> | 1540 |
| <i>Os</i> | 2100 – 4080 |

TAB. A.1 – Vitesse de propagation de sons.

Un générateur de courant délivre des impulsions électriques de haute fréquence qui sont appliquées à la surface d'une céramique : cette dernière voit son épaisseur varier si la fréquence des impulsions est de l'ordre de grandeur de sa fréquence de résonance

(effet piézo-électrique indirect). Ces vibrations mécaniques se transmettent de proche en proche produisant des ultrasons si la fréquence est comprise entre 2 et 10 MHz (en imagerie). L'excitation de la céramique avec ce courant de haute fréquence se fait par courtes impulsions de 1 à 2 ms (trains d'onde ultra-sonore) répétées à intervalles réguliers. Les ultrasons sont des sons dont la fréquence est supérieure à 20 KHz ; ils sont inaudibles par l'oreille humaine.

En échographie, les ultrasons utilisés ont une fréquence qui varie entre 2 et 40 MHz . Les fréquences les plus employées en échographie vont de 3,5 à 10 MHz . La longueur d'onde détermine la résolution axiale de l'image. La fréquence de la sonde a donc un effet direct sur la résolution de l'image échographique.

A.2 Principe de fonctionnement de la sonde

Quel que soit le type de sonde, elle est composée de trois éléments principaux :

- la céramique. Élément actif de la sonde, sa forme et sa structure varient considérablement d'une sonde à l'autre mais le principe reste le même. Elle est constituée, le plus souvent de titanate ou de zirconate de plomb (PZT) aux fortes propriétés piézo-électriques. Chaque céramique se caractérise par une fréquence de résonance conditionnée par la nature du matériel et par son épaisseur.
- l'amortisseur.
- l'adaptateur d'impédance.

Un *transducteur* est un élément qui transforme une forme d'énergie en une autre. Pour les sondes d'échographie, l'énergie électrique est convertie en ultrasons et vice-versa. Le transfert d'énergie utilise l'effet piézoélectrique.

L'effet *piézoélectrique* (voir figure A.2) a été découvert en 1880 par Pierre Curie. Son principe est basé sur le fait que certains matériaux, comme les cristaux de quartz, ont la propriété de se charger lorsqu'ils sont comprimés et inversement, de se déformer (comprimer) lorsqu'ils sont chargés. Ce phénomène est caractérisé par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériel dit piézo-électrique, lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériel voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect). Dans un matériel solide cristallin, les charges positives et négatives

sont harmonieusement réparties au repos. Une compression entraîne une polarisation par dédoublement des centres de gravité électrique, préalablement confondus.

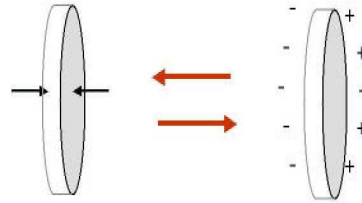


FIG. A.2 – Effet piézoélectrique.

En appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, le cristal se comprime et se décompresse alternativement et émet un son dont la fréquence dépend des caractéristiques du cristal. Le même élément est utilisé pour transformer en courant électrique les ultrasons qui reviennent vers la sonde après avoir été réfléchis (voir figure A.3).

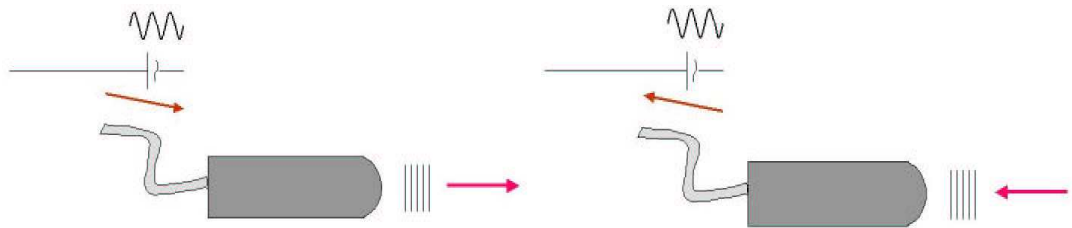


FIG. A.3 – Émission et réception des ultrasons.

La sonde n'émet donc pas des ultrasons en continu, pendant le reste du temps, la sonde est à l'écoute pour capter les ultrasons.

A.3 Formation de l'image

A.3.1 Caractéristiques du milieu

Les paramètres déterminants dans la propagation des sons dans les différents milieux sont la densité ou masse volumique (d) et la vitesse de propagation des sons (v). L'impédance acoustique (Z) est définie par le produit de ces 2 caractéristiques

du milieu: $Z = d \times v$. Une interface est constituée de la juxtaposition de 2 milieux d'impédance acoustique différente.

A.3.2 Réflexion

Un écho est un son qui est réfléchi et qui est réceptionné après un temps de latence, correspondant à son temps de déplacement dans le milieu concerné. Lorsqu'un faisceau d'ultrasons arrive sur une interface placée en angle droit par rapport à sa direction initiale, une partie est réfléchi et repart dans le sens opposé, et l'autre partie traverse l'interface et continue sa route sans changer de direction. De telles interfaces, très réfléchissantes (très échogènes) se retrouvent lorsque les tissus mous organiques sont en contact avec de l'air (poumon, tube digestif) ou des structures minéralisées (os, calculs). La proportion d'ultrasons réfléchis ou coefficient de transmission est directement proportionnelle à la différence d'impédance acoustique entre les 2 milieux.

A.3.3 Réfraction

Lorsque le faisceau ultra-sonore arrive sur une surface réfléchive avec un angle oblique, une partie du faisceau est réfléchi avec un angle de réflexion égal à l'angle incident. La partie transmise est déviée avec un angle qui dépend de la vitesse de propagation des 2 milieux concernés. Il s'agit du phénomène de réfraction (figure A.4).

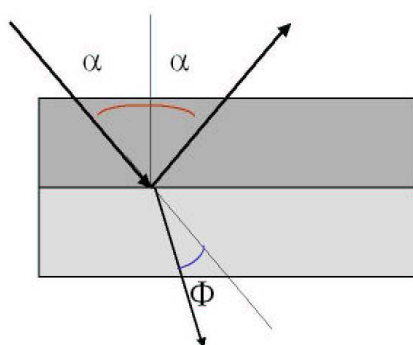


FIG. A.4 – Effet de réfraction.

En échographie, une telle interaction du faisceau ultra-sonore entraîne une disparition du signal, car aucun son ne revient directement sur la sonde après la réflexion

oblique et le faisceau change de direction après la réfraction.

A.3.4 Réflexion diffuse-dispersion

La plupart des images échographiques sont formées par des échos de réflexion diffuse sur une surface irrégulière et des échos de dispersion dans un milieu hétérogène (figure A.5). L'échogénicité des organes parenchymateux, par exemple, est essentiellement formée par des échos de dispersion, dont l'intensité dépend de l'homogénéité tissulaire.

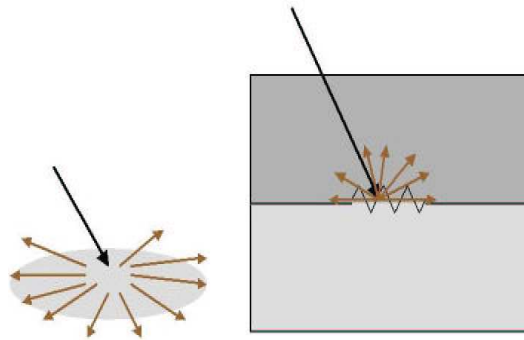


FIG. A.5 – Effet de diffusion.

A.3.5 Atténuation

L'intensité d'un son diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source ou que l'on place des interfaces entre l'émetteur et le récepteur de son. Il en est de même avec le faisceau ultra-sonore utilisé en échographie, dont l'intensité diminue avec la profondeur d'exploration. Cette atténuation des ultrasons est due aux multiples interactions vues précédemment (réflexion, dispersion, réfraction) qui diminuent l'intensité du faisceau lorsque celui-ci pénètre dans les tissus.

L'atténuation des ultrasons dépend des milieux traversés, mais aussi des caractéristiques de l'onde ultra-sonore, et en particulier de la fréquence des ultrasons : plus la fréquence des ultrasons augmente, plus l'atténuation est importante.

La fréquence des ultrasons a donc une influence déterminante sur les possibilités d'exploration comme il est montré dans le tableau A.2.

| <i>Fréquence des ultrasons</i> | <i>Profondeur d'exploration maximale</i> |
|--------------------------------|--|
| 2,5 – 3,5 MHz | > 15 cm |
| 5 MHz | 10 cm |
| 7,5 MHz | 5 – 6 cm |
| 10 – 12 MHz | 2 – 3 cm |

TAB. A.2 – Fréquence des ultrasons.

Pour avoir une bonne résolution axiale il faut une fréquence élevée mais comme la pénétration est inversement proportionnelle à la fréquence, c'est la profondeur à étudier qui guide le choix de la sonde. Le tableau A.3 montre une relation entre les fréquences utilisées pour des explorations différents.

| <i>Fréquence des ultrasons</i> | <i>Organe à explorer</i> |
|--------------------------------|--------------------------------------|
| 10 ou 7 MHz | <i>Ophthalmologie</i> |
| 7 ou 5 MHz | <i>parties molles de la thyroïde</i> |
| 3,5 MHz | <i>Abdominale</i> |
| 2 MHz | <i>l'écho – doppler intracrânien</i> |

TAB. A.3 – Fréquence des ultrasons pour l'exploration des organes.

A.3.6 Reconstruction de l'image échographique

L'image ultra-sonore est reconstituée à partir des informations recueillies par la sonde et transmises à l'appareil. Les informations sont traitées par un logiciel complexe qui permet de déterminer la position et l'intensité de l'écho et de représenter l'image (ou le signal) pour être interprété par l'opérateur. Ce traitement du signal repose sur un certain nombre d'hypothèses :

1. La direction du faisceau ultra-sonore est unique.
2. Une seule réflexion a eu lieu.
3. La distance entre la sonde et l'endroit où s'est produit la réflexion (l'écho) est calculée par le temps de vol, en utilisant la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus mous (1540 m/s).

Lorsqu'une ou plusieurs de ces hypothèses sont fausses, des échos parasites, qui ne correspondent pas à une structure réelle, apparaissent sur l'image : ce sont des artefacts.

A.4 Représentation de l'image ultra-sonore

Les échos provenant des différentes lignes du balayage qui composent le plan de coupe parviennent à la sonde et subissent une succession d'opérations pour fournir une image en échelle de gris représentative des interfaces et de la diffusion. L'image se forme en temps réel. Plusieurs modes de représentation de l'image peuvent être considérés.

A.4.1 Mode A

Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Il consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur. Un seul faisceau ultra-sonore de direction constante est utilisé comme il est illustré dans la figure A.6.

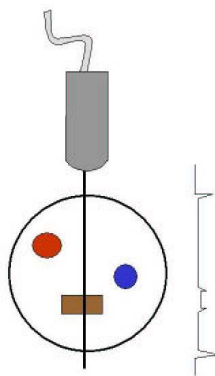


FIG. A.6 – Mode A.

A.4.2 Mode B

Le mode B ou brillance est le mode de représentation le plus utilisé. Il s'agit de représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point

sur l'écran. Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense (figure A.7).

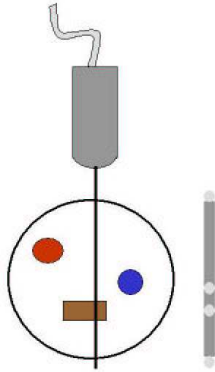


FIG. A.7 – Mode B.

Lorsque plusieurs faisceaux ultra-sonores parallèles les uns aux autres sont utilisés (sonde linéaire) ou lorsque le même faisceau ultra-sonore est orienté dans des directions différentes (sonde sectorielle) on obtient une image bidimensionnelle qui représente une coupe de la structure explorée (figure A.8).

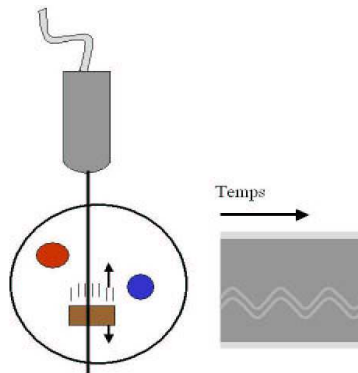


FIG. A.8 – Mode B avec plusieurs Faisceaux Ultra-sonores Parallèles.

A.4.3 Mode M ou TM

Lorsqu'un même faisceau ultra-sonore est observé en continu, les mouvements des objets traversés par le faisceau font varier la position et l'intensité des ultrasons re-

cueillis par la sonde au cours du temps. La représentation des variations de la position et de la brillance des échos en fonction du temps, constitue le mode M (mouvement) ou TM (temps-mouvement)(figure A.9). Ce mode permet d'obtenir une résolution temporelle supérieure au mode B et d'observer des événements très rapides. Le mode TM est uniquement utilisé en échocardiographie pour observer les mouvements des parois et des valvules cardiaques.

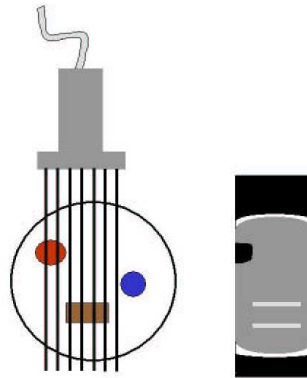


FIG. A.9 – Mode TM.

A.5 Types de sondes

La sonde constitue le maillon essentiel de la chaîne échographique: elle conditionne en effet la qualité de l'image. Elle offre la particularité remarquable d'être à la fois émetteur et récepteur. Elle transforme l'impulsion électrique en onde ultra-sonore puis convertit les informations ultra-sonores en signaux électriques. C'est un transformateur d'énergie (un transducteur). Les sondes ont bénéficié récemment de nombreuses évolutions techniques et plusieurs types sont actuellement proposés sur le marché.

A.5.1 Sondes linéaire et linéaire courbe

Les sondes linéaires (figure A.10) et linéaires courbes sont des sondes constituées de plusieurs cristaux alignés en rangée linéaire ou légèrement courbées. L'image reconstituée est de forme rectangulaire (linéaire) ou en cône (linéaire courbe).

Les sondes linéaires présentent l'avantage d'utiliser des ultrasons ayant tous la même

direction. Ce dernier élément est déterminant pour l'exploration des structures anisotropiques. En revanche, ces sondes sont difficiles à employer en échographie abdominale et ne sont pas adaptées à l'échocardiographie à cause de leur encombrement et de la taille de la surface de contact. Pour ces dernières applications, il est important de minimiser la surface de contact en utilisant des sondes à balayage. Les sondes linéaires courbes ou convexes permettent d'avoir un champ d'exploration plus large qu'avec les sondes linéaires.



FIG. A.10 – Sonde linéaire.

A.5.2 Sondes à balayage

Les sondes à balayage sont des sondes constituées d'un ou de plusieurs cristaux pour lesquelles la direction du faisceau ultrasonore varie afin de balayer la zone à explorer. Ce balayage n'est pas directement visible sur l'image reconstituée, car il est trop rapide pour être perçu et l'opérateur a l'impression d'une image en temps réel. Il existe deux grand types de balayage : le balayage mécanique et le balayage électronique.

A.5.3 Balayage mécanique

Lors d'un balayage mécanique (figure A.11), le ou les cristaux sont montés sur un support qui tourne ou qui oscille lors de l'examen. Ce mouvement est souvent perceptible tactilement lorsqu'on place sa main sur la sonde. L'image reconstituée a une forme de cône.

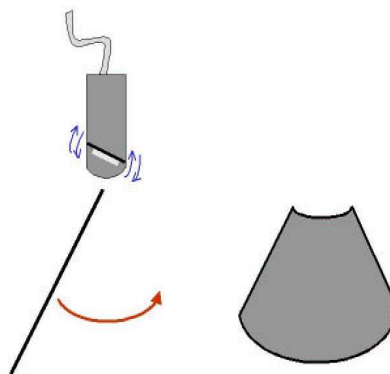


FIG. A.11 – Balayage.

La plupart des sondes à balayage mécanique (figure A.12) sont constituées d'un seul cristal qui émet à fréquence constante. Certaines sondes, cependant, sont constituées de plusieurs (généralement 3) cristaux montés sur une pièce mécanique qui tourne. Les cristaux émettent à une fréquence constante, mais différente en fonction des cristaux (5, 7,5 et 10 MHz par exemple). L'opérateur peut sélectionner la fréquence d'émission des ultrasons sans changer de sonde: il s'agit de sondes multi-fréquence.



FIG. A.12 – Sonde à balayage mécanique.

Certaines sondes à balayage mécanique sont constituées de plusieurs cristaux montés en anneaux (sonde annulaire). Le groupe de cristaux subit un balayage mécanique pour former une image sectorielle. L'avantage majeur de ces sondes annulaires est de permettre une focalisation du faisceau ultra-sonore et d'améliorer la résolution latérale de l'image.

A.5.4 Balayage électronique

Les sondes à balayage électronique (figure A.13) sont constituées de plusieurs cristaux arrangés en ligne ou en secteurs. Le balayage est réalisé par une translation de l'ouverture, élément par élément après chaque exploration d'une ligne du plan de coupe, de sorte que l'espace entre deux lignes ultra-sonores est de l'ordre du mm.

Les sondes à balayage linéaire sont constituées d'un grand nombre d'éléments piézo-électriques (une centaine) de petite dimension, placés côte à côte sur une longueur de 5 à 15 *cm*. L'ouverture à l'émission et à la réception est représentée par quelques éléments (12 à 24).



FIG. A.13 – Sonde à balayage électronique sectoriel.

Annexe B

Anévrisme de l'Aorte Abdominale

On parle d'anévrisme aortique lors d'une dilatation 1,5 fois supérieure au diamètre nominal de l'aorte avec perte de parallélisme des parois aortiques. L'athérosclérose est la cause la plus courante d'anévrisme de l'aorte abdominale. La paroi musculaire de l'aorte se fragilise et commence à se renfler. L'hypertension artérielle peut accélérer cette fragilisation, mais n'en est pas la cause.

L'anévrisme de l'aorte abdominale peut rester longtemps asymptomatique. Une pulsation dans l'abdomen, une douleur abdominale légère, un mal de dos ou même une douleur à l'aîne peuvent être ressentis. La plupart des gens se plaignent très peu de symptômes liés à un anévrisme. Une douleur soudaine et très intense dans l'abdomen ou le dos peut faire penser à une rupture de l'aorte. Une prise en charge médicale immédiate est alors nécessaire.

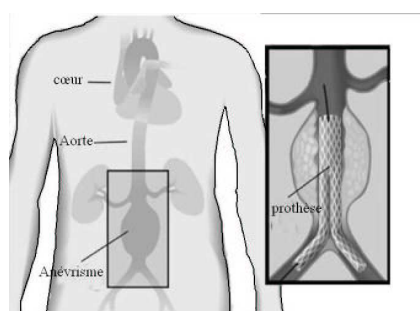


FIG. B.1 – Représentation de l'anévrisme de l'aorte abdominale.

B.1 Imagerie d'anévrisme de l'aorte abdominale

Different types d'examens sont réalisés lors du diagnostic de l'anévrisme de l'aorte abdominale:

- Une *tomodensitométrie*¹ de l'abdomen permet de mesurer la taille de l'aorte dilatée. Les anévrysmes d'un diamètre inférieur à 4,5 cm ne présentent pas de danger mais doivent être périodiquement contrôlés. Ceux dont le diamètre est compris entre 4,5 et 5 cm exigent une étroite surveillance et peuvent nécessiter une intervention chirurgicale s'ils continuent à grossir. Une intervention peut s'avérer nécessaire pour les anévrysmes d'une taille supérieure à 5 cm, selon l'état général du patient. La tomodensitométrie apporte de nombreuses précisions: taille exacte et situation, état de la paroi (épaisse dans les anévrysmes inflammatoires, présence d'un thrombus intra-sacculaire, extension éventuelle et multiples localisations aortiques). La figure B.2 illustre une image d'un anévrisme de l'aorte pris par tomodensitométrie, la figure présente les coupes sagittales, transversales et frontales d'un volume scanner reconstruit par interpolation.

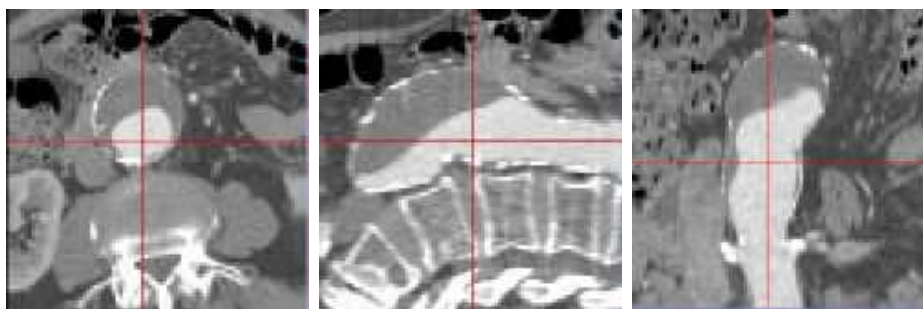


FIG. B.2 – Images de l'anévrisme de l'aorte abdominal par scanner (sagittale, transversale et frontale).

- *L'échographie* (figure B.3) est utilisée pour dépister, découvrir, ou confirmer l'existence d'un AAA, et en mesurer la taille avec une précision de 0,5 cm. La surveillance échographique ne se conçoit que pour les petits AAA.
- *L'angiographie* (figure B.4) étudie les vaisseaux sanguins qui ne sont pas visibles sur des radiographies standards. On parle d'artériographie pour l'exploration des artères et de phlébographie pour celle des veines. Cet examen est très utile pour le

1. Épreuve diagnostique qui fait appel à des rayons X spéciaux et à un produit de contraste pour faire apparaître les vaisseaux.

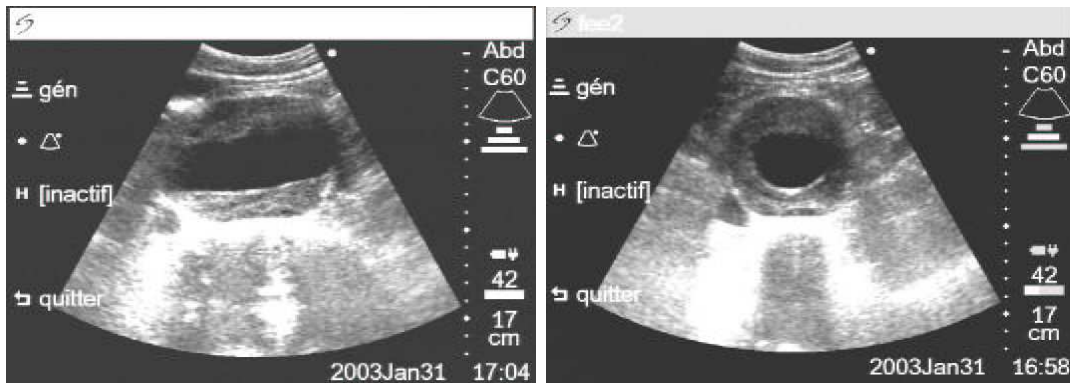


FIG. B.3 – Image échographique d'un AAA.

diagnostic des troubles de vascularisation ou avant une intervention chirurgicale afin de repérer précisément le trajet des vaisseaux. On peut explorer les artères rénales, pulmonaires, cérébrales, de la rétine, des membres. Cet examen utilise les rayons X et un produit de contraste à base d'iode. Son principe consiste à rendre visibles (ou opaques) les vaisseaux artériels ou veineux. Un cathéter est introduit dans le vaisseau pour injecter le produit de contraste qui se mélange au sang: le système vasculaire devient visible sur les clichés radiologiques grâce aux propriétés radio-opaques de l'iode.

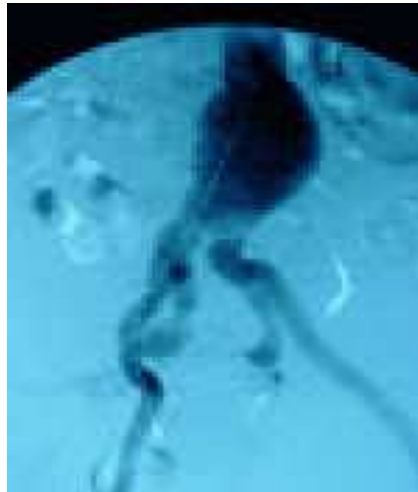


FIG. B.4 – Image d'un AAA par angiographie.

B.2 Traitement de l'anévrisme de l'aorte abdominale

S'il ne s'agit pas d'une urgence, la réparation d'un anévrisme de l'aorte abdominale présente peu de risques, peu de complications et la période de rétablissement est relativement courte. Dans le cas de la chirurgie ouverte classique (voir figure B.5) de réparation de l'anévrisme de l'aorte abdominale, le chirurgien ouvre l'abdomen, résèque l'anévrisme et le remplace par un greffon en polyester. L'hospitalisation est généralement inférieure à 10 jours et le rétablissement est généralement complet en 4 ou 6 semaines.

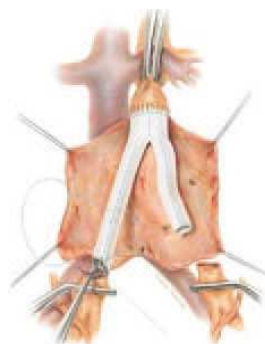


FIG. B.5 – Chirurgie classique des AAA.

Une méthode plus récente de réparation de l'anévrisme de l'aorte abdominale a été utilisée avec succès. Cette méthode, appelée greffe endovasculaire (voir figure B.6), consiste à introduire un cathéter (tube) dans l'aorte abdominale à partir d'une artère fémorale. L'extrémité du cathéter est munie d'un ballon dégonflé et d'un greffon en polyester bien enroulé. Une fois correctement positionné, le greffon est mis en place en gonflant le ballon, au diamètre nécessaire pour prévenir un écoulement de sang dans l'anévrisme, des "stents" qui plaquent la prothèse sur la paroi vasculaire. Le ballon est ensuite dégonflé et retiré en même temps que le cathéter. A chaque extrémité de la prothèse se trouvent des crochets qui facilitent sa fixation dans les parois internes de l'aorte. La prothèse permet au sang de continuer à s'écouler dans l'aorte en direction des artères du bassin et des membres inférieurs sans remplir l'anévrisme. Cette intervention nécessite généralement une hospitalisation de 2 à 3 jours, et la reprise des activités normales est plus rapide qu'avec la chirurgie ouverte classique. Cette méthode n'est pour le moment pas utilisée pour un traitement en urgence.

Un traitement réussi d'un anévrisme de l'aorte abdominale entraîne généralement



FIG. B.6 – Grefte endovasculaire.

un rétablissement complet, que la procédure soit une chirurgie ouverte classique ou une réparation endovasculaire.

Annexe C

Muscle Artificiel

Le physicien Joseph McKibben à la fin des années 50 inventait un muscle artificiel pneumatique. Le muscle artificiel peut se définir comme un système contractile compliant stimulé par un signal externe. Le muscle de McKibben était destiné à la motorisation d'orthèses du bras (*Artificial Muscle. 1960*).

Dans l'actualité nous trouvons différents types de muscles artificiels (Vial 1997):

- ROMAC.
- McKibben.
- Muscles à gel de polymère (mécanochimiques).
- Muscle mécanochimique de Caldwell.
- Muscle à fibres de gel de polymère du MIT.
- Muscle mécanochimique de McKibben.

Dans les années quatre-vingts, le muscle artificiel de McKibben fut redécouvert par les ingénieurs de Bridgestone sous le nom de Rubber-actuator et utilisé notamment pour la motorisation de bras robotisés industriels à plusieurs degrés de liberté (*ACFAS Robot System 1992*).

Le muscle artificiel (Tondu et Lopez 2000) est un tube en caoutchouc recouvert d'une enveloppe tressée. Le principe de motricité est le suivant : quand la pression de l'air contenu dans le tube augmente, le muscle se contracte longitudinalement; inver-

sement, il s'allonge lorsque la pression d'air diminue.

Le muscle artificiel de Mckibben (Boitier 1996) se compose de (voir figure C.1) :

- Une chambre à air cylindrique en caoutchouc qui reçoit l'air sous pression.
- Une gaine tubulaire tressée en textile synthétique qui entoure la chambre à air.
- Deux embouts métalliques rigides qui assurent la solidité de la chambre à air et de sa gaine. L'un de ces embouts, vissé sur une base fixe, est percé pour permettre l'alimentation du muscle en air comprimé. L'autre embout est relié à la chaîne de transmission des efforts de traction.

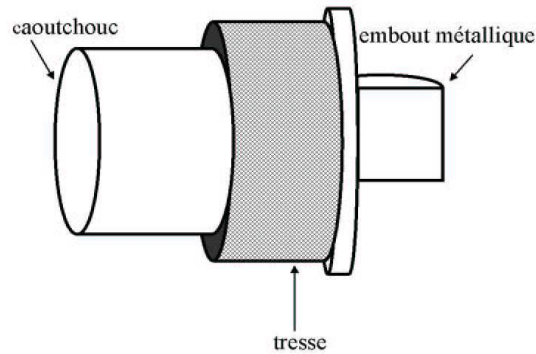


FIG. C.1 – Composition du Muscle.

La tresse est formée d'un codage symétrique à double hélice couvrant entièrement la chambre à air dans son état au repos (la pression intérieure est égale à la pression atmosphérique). Le tressage réalise un réseau de pantographes voir figure C.2. Ce tressage est caractérisé par l'angle de tresse au repos (α_0) et qui représente l'angle que fait la corde de chaque hélice avec l'axe du cylindre.

Les grandeurs qui caractérisent le muscle au repos sont :

- longueur au repos l_0 .
- angle de tresse au repos α_0 .
- rayon moyen du cylindre r_0 . Le rayon désigne le rayon de la chambre à air, dès l'instant où celle-ci est en contact avec la tresse, le muscle étant à sa longueur initiale l_0 .

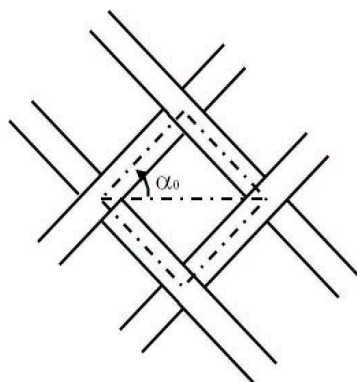


FIG. C.2 – Pantographe formé entre les fils de la tresse.

Les grandeurs caractérisant le muscle dans un état courant sont : l, α, r .

A partir de l'état de repos, l'augmentation de pression provoque le gonflement de la chambre de caoutchouc. Les fibres composant la tresse sont supposées inextensibles : la chambre cylindrique peut s'étendre uniquement selon la direction radiale. Lorsque la chambre de caoutchouc entre en contact avec la tresse, les forces radiales de la chambre peuvent alors se transmettre à la tresse et provoquent l'ouverture du réseau de pantographes. Une force de contraction est ainsi générée qui impose une réduction de la longueur du muscle. La tresse assure donc la transformation d'une force radiale en une force axiale.

Pour déterminer la force générée par le muscle lors de la contraction (C.1), un bilan d'énergie sur un morceau du tube en caoutchouc est réalisé. Ce morceau de tube, de rayon r , de longueur l , subit une transformation infinitésimale telle que le rayon devient $r + dr$ et la longueur devient $l + dl$. L'évolution de r en fonction de l est imposée par la tresse.

Le tube de caoutchouc est soumis aux forces de pression radiales et aux forces de traction axiales. Seules les forces fournissant un travail non nul sont représentées dans la figure C.3.

$$F_c = 2(\Pi r_0^2)(P - P_{atmos}) \frac{(1 - \epsilon)^2}{\tan^2(\alpha)} \quad (C.1)$$

La force F_c (expression C.1) est la traduction des efforts circonférentiels de pression

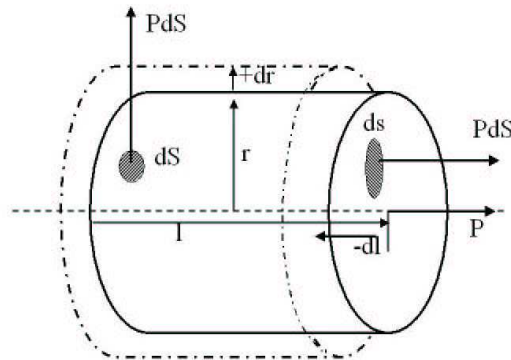


FIG. C.3 – Forces.

en une force de contraction axiale.

Pour connaître la force totale de traction F (expression C.2), un bilan de force est réalisé sur l'embout qui obture le muscle à son extrémité mobile.

A partir de la figure C.4 on a le disque de section $S = \Pi r^2$, lequel est soumis :

- aux forces de pression axiales $(P - P_{atmos})(\Pi r^2)\bar{k}$
- à la force axiale de contraction du caoutchouc (égale en norme et opposée en direction à la force calculée par F_c) $-F_c\bar{k}$
- et à la réaction de la chaîne sur le disque qui vaut $F\bar{k}$

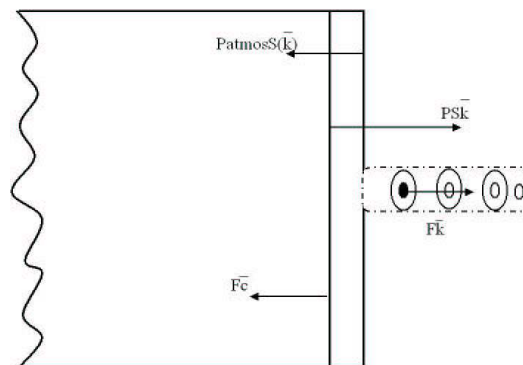


FIG. C.4 – Disque.

$$F = (\Pi r_0^2)(P - P_{atmos})[a(1 - \epsilon)^2 - b] \quad (C.2)$$

$$F = (\Pi r_0^2)(P_{int})[a(1 - \epsilon)^2 - b] \quad (C.3)$$

avec

P_{int} Pression à l'intérieur du muscle.

$$a = \frac{3}{\tan^2(\alpha_0)}$$

$$b = \frac{1}{\sin^2(\alpha_0)}$$

$$\epsilon = \frac{l_0 - l}{l_0}$$

Dans des travaux plus récents on trouve l'équation en fonction de la longueur et non en fonction du taux de contraction.

$$F = g \frac{\Pi r_0^2}{l_0^2} (P_{int}) [a(l_0 - kx)^2 - l_0^2 b] \quad (C.4)$$

avec $x = (l_0 - l)$: contraction du muscle

En résumé, on peut considérer le muscle artificiel de McKibben comme un double générateur de force :

- générateur actif (la force de contraction est commandée par la pression).
- générateur passif (la force de rappel s'oppose à l'élongation).

D'un point de vue fonctionnel (voir figure C.5) le muscle apparaît comme un système à une sortie (la force de contraction) et à deux entrées (une entrée de commande : la pression et une entrée dépendante de la charge : la position)

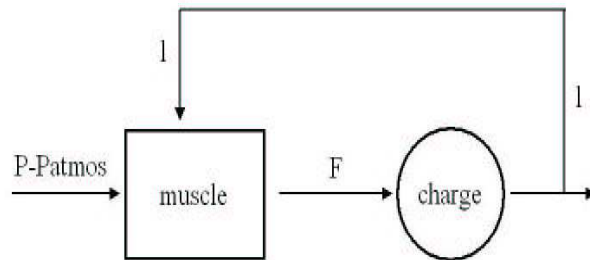


FIG. C.5 – Générateur.

Afin que la transformation des forces radiales de pression en forces axiales puisse se faire, il est nécessaire qu'un contact entre le tube et la tresse soit assuré tout au long de la contraction.

La contraction ne peut se faire qu'à partir de la pression minimale capable de gonfler la chambre à air et de l'amener au contact de la tresse. Cette pression minimale définit la pression P_{min} de commande.

La contraction ne pourra se poursuivre que si la chambre est capable de modifier son enveloppe en suivant la loi d'évolution (rayon fonction de la longueur) imposée par la tresse. P_{max} correspond à la pression de rupture de la chambre à air. Le domaine de commande en pression est caractérisé par l'intervalle $[P_{min}, P_{max}]$

Au cours d'un cycle de fonctionnement, on vient de voir que le volume du muscle ne reste pas constant et il en est de même de sa pression interne.

Annexe D

Contrôle TER1

Ce module a été réalisé par F. Courrèges du LVR et SINTERS. Cette annexe fait partie du rapport final du projet TER1.

D.1 Asservissement des muscles artificiels de la translation

La boucle complète d'asservissement se répartit entre deux espaces différents : l'espace logiciel où est effectué le calcul de la commande, et l'espace physique où est traduite et appliquée la commande. Ce dernier est constitué d'éléments électroniques, pneumatiques et mécaniques. La figure D.1 représente ces deux espaces avec leurs éléments constitutifs. On s'attache à décrire dans un premier paragraphe la structure fonctionnelle de la boucle d'asservissement puis dans un deuxième paragraphe la fonction logicielle jouant le rôle de correcteur. Dans un dernier paragraphe on présente la méthode de réglage de ce correcteur ainsi que quelques performances.

D.1.1 Structure fonctionnelle de l'asservissement

La boucle d'asservissement commence par la génération d'une consigne de longueur de câble. Cette consigne représente la longueur de câble L_d que l'on désire obtenir en

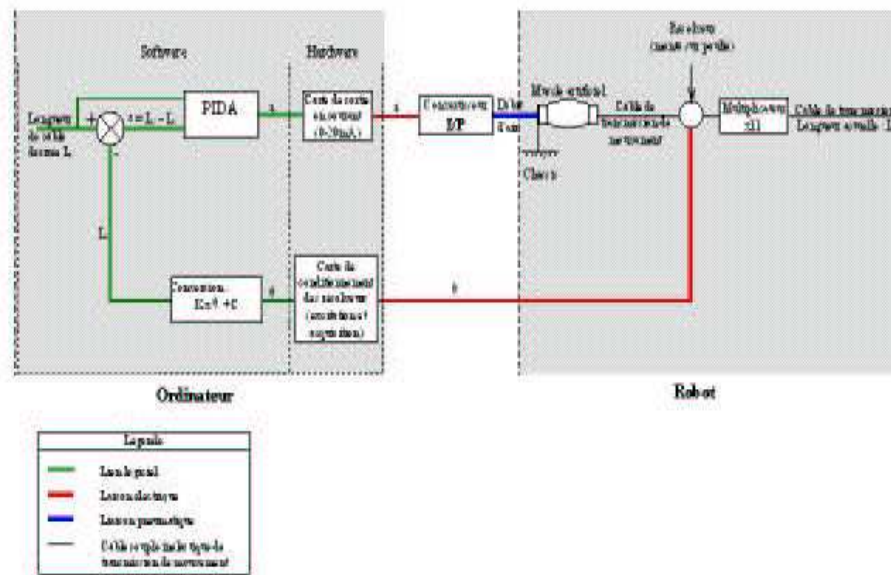


FIG. D.1 – Structure fonctionnelle de l’asservissement des muscles de la translation.

sortie du multiplicateur en aval du muscle. Le module logiciel PIDA (PID numérique avec algorithme d’anticipation) génère une consigne de courant à partir de la commande L_d et du signal d’erreur ϵ entre la commande et la valeur réelle mesurée de la longueur de câble. Le logiciel utilise une carte de sortie en courant pour appliquer la consigne de courant i_c à un convertisseur Intensité/Pression. Ce dernier asservit en pression d’air, le muscle artificiel, selon la consigne de courant. La contraction du muscle entraîne en rotation une poulie sur l’axe de laquelle est disposé un résolveur, qui est un capteur mesurant l’angle de rotation de la poulie. La poulie est également couplée à un multiplicateur déployant le câble supposé inextensible participant au déplacement en translation du support de la sonde échographique. L’information angulaire θ fournie par le résolveur est acquise par une carte électronique dédiée, intégrée à un micro-ordinateur de type PC. L’angle est ainsi obtenu par une conversion linéaire exploitant les paramètres K et C pour reconstruire la valeur L_a de longueur du câble de transmission de mouvement en sortie du multiplicateur. K et C sont déterminés par expérimentation. La valeur L_a ainsi estimée participe à la génération du signal d’erreur ϵ .

D.1.2 Structure du correcteur PIDA

Ce module contient un correcteur de type PID numérique appliqué au signal d'erreur ϵ , et un terme anticipateur calculé à l'aide de la consigne L_d qui "aide" le terme PID en constituant un tonus de base pour le muscle. La figure D.2 donne la structure plus détaillée sous forme de schémas-blocs de ce module.

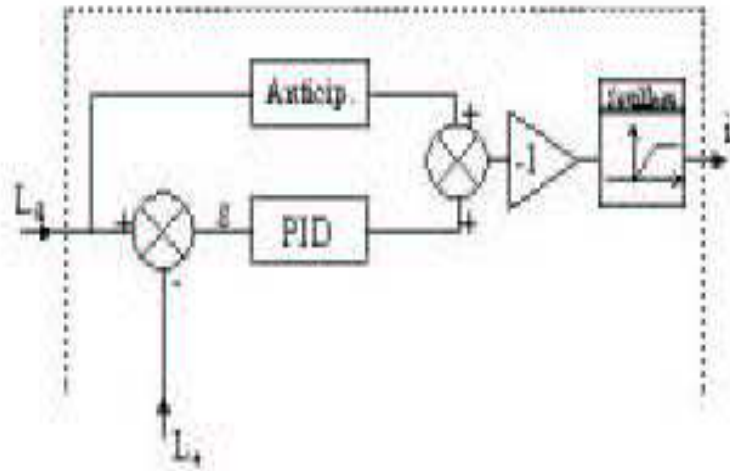


FIG. D.2 – Détail du contrôleur PIDA.

La figure D.2 montre qu'un inverseur est introduit artificiellement dans le correcteur pour compenser le fait que le gain statique du muscle artificiel est négatif (une augmentation de pression entraîne une contraction du muscle et donc une diminution de L_a).

La transformée en z utilisée pour le terme PID est donnée par la relation (équation D.1).

$$PID(z) = G \left(1 + \frac{K_I T}{2} \frac{1 + z^{-1}}{1 - z^{-1}} + \frac{K_d}{T} (1 - z^{-1}) \right) \quad (D.1)$$

Où T représente l'intervalle de temps entre la détermination de deux échantillons du signal d'erreur (ϵ , G , K_I , K_d sont des paramètres positifs ajustables et définissent

les gains proportionnel, intégral et dérivé du correcteur PID). Ces paramètres ont été choisis de façon à être identiques pour les quatre muscles du module de translation. Ce qui permet lors du remplacement d'un muscle de ne pas avoir à recalculer ces paramètres.

Le principe d'anticipation choisi pour TER1 correspond en fait à une anticipation "statique". Pour obtenir ce terme on a tracé la caractéristique, en régime statique et en boucle ouverte, reliant l'intensité de commande i_c à la longueur de câble en sortie de multiplicateur L_a . Cette mesure est effectuée à vide, le muscle considéré est en charge nulle. On obtient une courbe de type parabolique (cf figure D.3).



FIG. D.3 – Tracé de la Courbe Permettant de Déterminer le Terme d'anticipation Statique dans la Commande de Bas Niveau des Muscles Artificiels.

On cherche à modéliser par une loi de comportement $L_a = f(i_c)$ la courbe expérimentale ci-dessus, on peut ainsi déterminer le terme d'anticipation ajouté au terme PID. Celui-ci est de la forme $f^{-1}(L_d)$ où L_d est la commande. Le terme d'anticipation calculé est propre à chaque muscle.

Il aurait été plus délicat de déterminer un terme d'anticipation par des mesures avec un muscle en charge, puisqu'en fonctionnement il a été montré que la charge peut être fortement variable. On peut estimer que l'anticipation ainsi obtenue génère une consigne de courant minimale à partir de laquelle le terme PID pourra assurer dans de meilleures conditions sa fonction de régulation.

Pour retranscrire l'implémentation logicielle on définit ϵ_n l'erreur $L_d - L_a$ obtenue à l'instant t_n et ϵ_{n-1} l'erreur obtenue à l'instant précédent t_{n-1} . On définit également I_n l'intégrale numérique du signal d'erreur entre les instants 0 et t_n , ainsi que I_{n-1} l'intégrale numérique du signal d'erreur entre les instants 0 et t_{n-1} .

Le générateur de consigne de courant PIDA est donc implémenté selon l'équation D.2.

$$i_c = -G(\epsilon_n + K_I I_n + \frac{K_d}{T}(\epsilon_n - \epsilon_{n-1})) + f^{-1}(L_d) \quad (\text{D.2})$$

où

$$I_n = \frac{T}{2}(\epsilon_n + \epsilon_{n-1}) + I_{n-1}$$

Par sécurité la consigne i_c est seuillée à une valeur maximale de façon à ne pas dépasser la pression maximale supportable par les muscles artificiels.

D'autres effets de seuillages se sont avérées utiles, en particulier sur le terme intégrateur, lorsque les quatre muscles doivent travailler ensemble. En effet l'architecture parallèle du robot fait que chaque muscle est soumis à des contraintes exercées par les autres muscles suite aux imperfections du système à tous les niveaux (géométrique, mécanique, électronique, pneumatique) et aux écarts de comportement même minimes d'un muscle à l'autre. D'où l'intérêt d'utiliser des actionneurs compliants puisqu'à la différence d'une structure robotique à actionneurs classiques (moteurs) l'utilisation de muscles artificiels apporte une compliance naturelle au robot qui supprime tous défauts d'hyperstatisme. Mais ces contraintes qui varient en fonction de la position et du mouvement sollicité vont ralentir la réponse des muscles. Or au niveau de l'asservissement, un muscle qui se trouve contraint dans son mouvement va voir son terme intégral du correcteur fortement augmenter (en valeur absolue). Par la suite la réponse du muscle sera d'autant plus ralentie lorsqu'un mouvement sera sollicité en sens inverse, puisque l'intégrateur a un effet mémoire. Une solution apportée est d'annuler le terme intégrateur à chaque changement de signe du signal d'erreur. Ainsi lorsqu'un changement de direction est demandé, la commande du muscle n'a plus de handicap et devient automatiquement adaptée pour satisfaire le déplacement souhaité.

Un terme d'anticipation dynamique a pu être testé. Il a été obtenu par inversion d'un modèle linéaire d'ordre 4 du muscle artificiel. Ce terme s'est montré comme un élément non perturbant - n'introduisant pas d'instabilité - mais ne permettant pas

d'obtenir une grande amélioration de l'asservissement, ce qui apparaît être dû à la nature fortement non linéaire du muscle en régime statique (cf figure D.3).

Les résultats de cette correction ont montré que pour une consigne en échelon l'asservissement converge rapidement sans dépassement et atteint une précision de l'ordre du millimètre sur la longueur L_a . La caractérisation quantitative des performances de l'asservissement reste à être réalisée.

D.2 Asservissement des muscles artificiels pour l'orientation

Pour ce groupe de muscles le correcteur est plus simple que pour le groupe précédent. Le fait que la charge pour ces muscles reste quasi constante nous permet de nous limiter à un correcteur de type PID. En effet la traction des muscles doit s'opposer à d'importants frottements secs constants qui rendent négligeable la charge occasionnée par le système porte sonde (sonde échographique). Comme précédemment on décrit dans une première partie le schéma fonctionnel de l'asservissement puis dans une seconde partie le module logiciel jouant le rôle de correcteur. Une dernière partie définit la méthode de réglage des PID.

D.2.1 Structure fonctionnelle de l'asservissement

La figure D.4 représente la structure fonctionnelle de l'asservissement de ce groupe de muscles. La boucle d'asservissement commence par la génération d'une consigne de contraction musculaire. La commande ici doit être une variation de longueur de muscle (ΔL_d par rapport à sa position de repos. Cette variation représente également la variation de longueur du câble entraîné par le muscle puisqu'il n'y a pas de multiplicateur de longueur de câble. Le module logiciel PID génère une consigne de courant à partir du signal d'erreur (entre la commande et la valeur réelle mesurée par la contraction musculaire ΔL_m). Le logiciel fait appliquer la consigne de courant générée i_c à un convertisseur Intensité/Pression, par l'intermédiaire d'une carte de sortie en courant intégrée à l'ordinateur. Le convertisseur I/P asservit en pression d'air, selon la consigne de courant, le muscle artificiel. La contraction du muscle entraîne un détecteur à câble fournissant un courant proportionnel à la longueur de câble tiré, ainsi qu'un câble inextensible relié en direct au porte-sonde et dont la variation de longueur va modifier

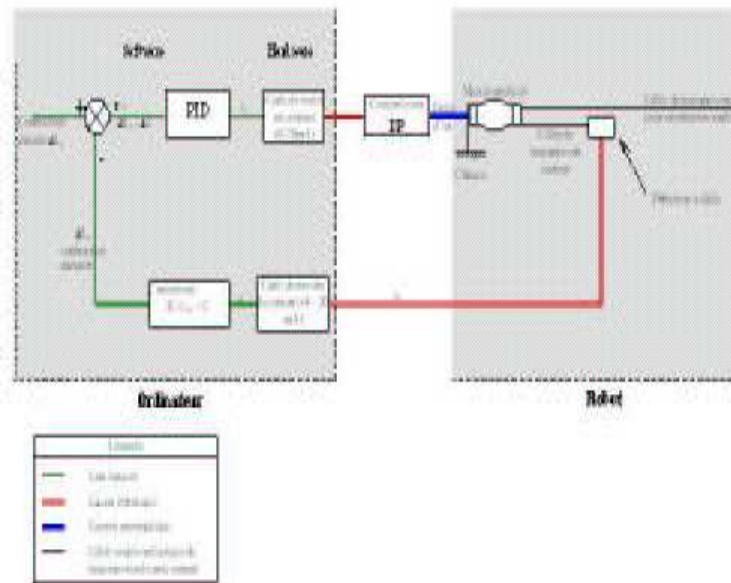


FIG. D.4 – Schéma Fonctionnel de l'asservissement des Muscles Participant à l'orientation de la Sonde.

l'orientation de la sonde échographique. Pour transmettre le mouvement ce câble doit passer dans une gaine qui est la source d'importants frottements secs. Le courant de mesure i_m délivré par le capteur est acquis par une carte électronique dédiée, intégrée au micro-ordinateur. La mesure ainsi obtenue est convertie à l'aide des paramètres expérimentaux K' et C' pour reconstruire la valeur ΔL_m représentant la contraction musculaire réelle par rapport à la position de repos. La valeur ΔL_m obtenue participe à la génération du signal d'erreur ϵ .

D.2.2 Structure du correcteur PID

L'implémentation logicielle du PID numérique est quasi identique à celle du groupe de muscles précédent. Seuls les gains du correcteur diffèrent pour palier l'absence de terme d'anticipation. Les gains choisis permettent d'assurer la stabilité et d'obtenir une réponse à l'échelon rapide et sans dépassement avec une précision statique de l'ordre du millimètre également. On n'effectue pas ici de réinitialisation du terme intégral en cours de fonctionnement. La caractérisation complète et détaillée des performances de l'asservissement reste à réaliser. Les gains sont choisis identiques pour les quatre muscles pour la même raison évoquée pour les muscles du groupe précédent.

Annexe E

Questionnaires

E.1 Questionnaire Médecin

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à Agnès Guerraz ou Adriana Vilchis.

Votre Nom :

Votre Prénom :

Votre Clinique ou hôpital :

Votre spécialité :

Votre adresse professionnelle

Téléphone E Mail

1. Questions générales :

- Dans la pratique des examens échographiques?

Expert
Débutant
Etudiant
Précisez

- Depuis combien de temps pratiquez-vous des examens échographiques?

- Quels examens échographiques exercez-vous : abdominal, pelvien, cardiaque, ...?

Précisez

2. Questions générales sur les tests :

- Est ce la première fois que vous testez ce prototype?

Oui
Non

Si ce n'est pas la première fois, précisez le nombre de fois :

Précisez si vous avez déjà participé à l'évaluation de prototype de télé médecine :

- La durée globale de ce test pour prendre en main le prototype vous a semblée:

Trop courte
Adéquate
Trop longue

Précisez

3. Questions sur la télé échographie :

- Avez vous pu contrôler la sonde distante en prenant en compte les limites actuelles du prototype?

OUI

NON

Précisez

- La qualité des images échographiques vous semble?

Satisfaisante

Insatisfaisante

Précisez

- Avez-vous pu suivre une structure?

OUI

NON

Précisez (si oui précisez le nombre de fois)

- Combien de temps pensez vous avoir mis pour utiliser de manière naturelle le joystick à retour d'effort?

Moins de 15 mn

Entre 15 et 30 mn

Plus de 30 mn

Précisez

- Combien de temps avez-vous mis pour évaluer l'espace de travail du fantôme médical distant?

Moins de 15 mn

Entre 15 et 30 mn

Plus de 30 mn

Précisez

- Pendant l'expérience, avez-vous dialoguez facilement avec le ou les manipulateurs distants, par visio-conférence?

OUI

NON

Précisez

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.

E.2 Questionnaire Patient

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à votre médecin.

1. Votre perception de l'appareil d'échographie dans les conditions d'un examen classique :

- Avez-vous déjà fait l'expérience d'une échographie traditionnelle?

Oui

Non

Précisez

- L'examen échographique est-il pour vous un moment

Très agréable

Plutôt agréable

Plutôt désagréable

Très désagréable

Précisez

- Pendant l'examen échographique, vous sentez-vous

Tout à fait en confiance

Plutôt en confiance

Plutôt pas en confiance

Pas du tout en confiance

Précisez

2. Votre perception de l'appareil échographique "à distance" (Télé- échographie) :

- Le contact avec un robot contrôlé à distance vous paraît-il envisageable?

OUI

NON

Précisez

- Etes vous rassurée par la maîtrise du robot vous permettant de l'arrêter à tout instant en cas de problèmes, de gênes, ou de douleurs?

OUI

NON

Précisez

- Etes vous mise en confiance par la visio-conférence avec votre docteur - opérateur distant?

OUI

NON

Précisez

- Etes-vous rassurée par le fait que votre médecin distant puisse ressentir tactilement la pression exercée sur votre abdomen lors de l'examen échographique distant ?

OUI

NON

Précisez

- Accepteriez-vous d'être en contact avec un appareil échographique contrôlé à distance par un médecin expert échographiste ?

OUI

NON

Précisez

- Pendant une télé-échographie, dialogueriez-vous facilement avec le médecin expert par visio-conférence ?

OUI

NON

Précisez

- Etes-vous rassurée par la présence d'un ou d'une assistante sur le lieu de l'échographie ?

OUI

NON

Précisez

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.

E.3 Réponses aux questionnaires des médecins

A continuation les questionnaires remplis par les médecins sont présentés.

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

Questionnaire « Télé-échographie ou échographie à distance »

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à Agnès Guetraz ou Adriana Vilcha.

| | |
|--|---|
| Votre Nom : ALTHUSER | Votre Prénom : Marc |
| Votre Clinique ou hôpital : CHU Grenoble et Centre d'Échographie | Votre spécialité : Gynéco - Échographie |
| Votre adresse professionnelle : 2. Rue Charlestant 38000 Grenoble | <ul style="list-style-type: none"> • Téléphone : 04 76 85 01 74 • E-Mail : marc.althuser@univ-grenoble.fr |

1 - Questions générales :

→ Dans la pratique des examens échographiques ?

- Expert
 Débutant
 Étudiant

Précisez : **Médecin référent du centre pluridisciplinaire de diagnostic pré-natal de CHU de Grenoble**

→ Depuis combien de temps pratiquez-vous des examens échographiques ?

20 ans

→ Quels examens échographiques exercez-vous : abdominal, pelvien, cardiaque, ... ?

Précisez : **Échographie fœtale et gynécologique**

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

2 – Questions générales sur les tests :

→ Est-ce la première fois que vous testez ce prototype ?



Oui



Non



Si ce n'est pas la première fois, précisez le nombre de fois :

Précisez si vous avez déjà participé à l'évaluation de prototype de télémédecine :

→ La durée globale de ce test pour prendre en main le prototype vous a semblée :



Trop courte



Adéquate



Trop longue

Précisez

nécessité de multiplier les
peurtes de tests.

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

3 – Questions sur la télé-échographie :

→ Avez-vous pu contrôler la sonde distante du prototype ?

- OUI
 NON
 Si oui, c'était :
 Très facile
 Facile (avg)
 Peu facile
 difficile

Précisez

→ La qualité des images échographiques vous semble ?

- Satisfaisante (avg)
 Insatisfaisante

Précisez

Pirelisation un peu manquée

→ Avez-vous pu suivre une structure ?

- OUI
 NON
 Si oui, c'était :
 Très facile
 Facile (avg)
 Peu facile
 Difficile

Précisez (si oui précisez le nombre de fois)

2x

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

→ L'utilisation vous a-t-elle parue intuitive ?

- Très intuitive
- Assez intuitive
- Peu intuitive

Précisez

→ Combien de temps pensez vous avoir mis pour utiliser de manière naturelle le joystick à retour d'effort ?

- Moins de 15 mn
- Entre 15 et 30 mn
- Plus de 30 mn

Précisez

→ Combien de temps avez-vous mis pour évaluer l'espace de travail du fantôme médical distant ?

- Moins de 15 mn
- Entre 15 et 30 mn
- Plus de 30 mn

Précisez

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

→ Pendant l'expérience, avez-vous dialogué facilement avec le ou les manipulateurs distants, par visio-conférence ?

OUI
 NON

Précisez

→ Qu'est-ce qui vous a le plus plu ?

Précisez

- le principe !
- La précision relative du système -

→ Qu'est-ce qui vous a le plus déplu ?

Précisez

- Les mouvements de saccades et les désaccélérations lors des mouvements un peu plus rapides.

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

Questionnaire « Télé-échographie ou échographie à distance »

Merci de bien vouloir renseigner le questionnaire suivant, puis de le séparer du reste du document et de le rendre à Agnès Guerraz ou Adriana Vilchis.

| | |
|--|---|
| Votre Nom : <i>Ayoussi</i> | Votre Prénom : <i>Jean Marc</i> |
| Votre Clinique ou hôpital : <i>CHU de Grenoble</i> | Votre spécialité : |
| Votre adresse professionnelle <i>CHU de Grenoble</i> <i>BP 85 38042 Grenoble Cedex</i> | <ul style="list-style-type: none"> • Téléphone <i>04 76 76 53 17</i> • E-Mail <i>Jamayoou @ ad. com</i> |

I – Questions générales :

→ Dans la pratique des examens échographiques ?

- Expert
 Débutant
 Etudiant

Précisez *Echographie Confirmée*

→ Depuis combien de temps pratiquez-vous des examens échographiques ?

12 ans

→ Quels examens échographiques exercez-vous : abdominal, pelvien, cardiaque, ... ?

Précisez *abdominal et pelvien surtout pelvien*

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

2 – Questions générales sur les tests :

→ Est-ce la première fois que vous testez ce prototype ?

- € Oui
- € Non
- € Si ce n'est pas la première fois, précisez le nombre de fois :

Précisez si vous avez déjà participé à l'évaluation de prototype de télémédecine :

→ La durée globale de ce test pour prendre en main le prototype vous a semblée :

- € Trop courte
- € Adéquate
- € Trop longue

Précisez

Adéquate .

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

3 – Questions sur la télé-échographie :

→ Avez vous pu contrôler la sonde distante du prototype ?

- OUI
- NON
- Si oui, c'était :
 - Très facile
 - Facile
 - Peu facile
 - difficile

Précisez

Après une période d'apprentissage et d'adaptation le contrôle à distance du Prototype ne me paraît pas difficile

→ La qualité des images échographiques vous semble ?

- Satisfaisante
- Insatisfaisante

Précisez

→ Avez-vous pu suivre une structure ?

- OUI
- NON
- Si oui, c'était :
 - Très facile
 - Facile
 - Peu facile
 - Difficile

Précisez (si oui précisez le nombre de fois)

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

→ L'utilisation vous a-t-elle parue intuitive ?

- Très intuitive
- Assez intuitive
- Peu intuitive

Précisez

→ Combien de temps pensez-vous avoir mis pour utiliser de manière naturelle le joystick à retour d'effort ?

- Moins de 15 mn
- Entre 15 et 30 mn
- Plus de 30 mn

Précisez

→ Combien de temps avez-vous mis pour évaluer l'espace de travail du fantôme médical distant ?

- Moins de 15 mn
- Entre 15 et 30 mn
- Plus de 30 mn

Précisez

De l'examen échographique classique vers la télé-échographie

→ Pendant l'expérience, avez-vous dialogué facilement avec le ou les manipulateurs distants, par visio-conférence ?

€ OUI
€ NON

Précisez

→ Qu'est-ce qui vous a le plus plu ?

Précisez

les images de retour sont assez net

→ Qu'est-ce qui vous a le plus déçu ?

Précisez

la poignée de commande ne faisait
pas assez
le temps entre le déplacement
de la poignée et le déplacement du robot

Merci d'avoir bien voulu répondre à ce questionnaire.