

THÈSE

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME
(Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006)

École doctorale : Sciences et ingénierie en matériaux, mécanique, énergétique et aéronautique -
SIMMEA

Secteur de recherche : Génie mécanique, productique, transport

Cotutelle : École nationale d'Ingénieurs de Monastir (Tunisie)

Présentée par :
Abdelbadia Chaker

Contribution à la conception et l'optimisation des systèmes haptiques

Directeur(s) de Thèse :
Saïd Zeghloul, Lotfi Romdhane

Soutenue le 26 novembre 2012 devant le jury

Jury :

Président	Hédi Bel Hadj Salah	Professeur, École nationale d'ingénieurs de Monastir, Tunisie
Rapporteur	Gérard Poisson	Professeur des Universités, Université d'Orléans
Rapporteur	Tahar Fakhfakh	Professeur, École nationale d'ingénieurs de Sfax, Tunisie
Membre	Saïd Zeghloul	Professeur des Universités, Université de Poitiers
Membre	Lotfi Romdhane	Professeur, École nationale d'ingénieurs de Sousse, Tunisie
Membre	Mihai Arghir	Professeur des Universités, Université de Poitiers

Pour citer cette thèse :

Abdelbadia Chaker. *Contribution à la conception et l'optimisation des systèmes haptiques* [En ligne]. Thèse Génie mécanique, productique, transport. Poitiers : Université de Poitiers, 2012. Disponible sur Internet <<http://theses.univ-poitiers.fr>>

Table des matières

Introduction Générale	1
Chapitre 1 Les systèmes haptiques et la télémédecine	3
1 Introduction	4
2 Mécanisme du retour d'effort	4
2.1 Le rendu haptique	4
2.1.1 Définition et principe	4
2.1.2 Intérêt	5
2.1.3 Caractéristiques des interfaces haptiques	6
2.2 Etat de l'art des interfaces haptiques	6
2.2.1 Revue des dispositifs haptiques	6
2.2.2 Les différentes classifications des interfaces haptiques	9
2.2.3 Recensement des interfaces existantes	12
2.3 Analyses des caractéristiques des interfaces existantes	17
2.3.1 Analyse historique	18
2.3.2 Domaines d'application	18
2.3.3 Analyse technologique	19
3 La télémédecine et application à la chirurgie mini-invasive	20
3.1 La télémédecine	20

Table des matières

3.2	La télé-chirurgie	21
3.3	La chirurgie mini invasive (CMI)	21
3.3.1	Principe	21
3.3.2	Avantages et contraintes de la CMI	22
3.4	Exploration de la CMI robotisée	23
4	Conclusion	25
Chapitre 2 Etude du geste chirurgical		27
1	Introduction	28
2	Système de capture de mouvement	28
2.1	Principe et Techniques d'acquisition	28
2.2	Matériel et stratégie de mesure	29
2.2.1	Calibration du système	30
2.2.2	Labélisation et Reconstitution des données	30
3	Etude expérimentale	31
3.1	Tâche étudiée	31
3.2	Etudes préliminaires	32
3.2.1	Enregistrement du mouvement des mains	32
3.2.2	Enregistrement corps complet	33
3.3	Expérimentation sur pelvis-trainer	35
3.3.1	Instrumentation	36
3.3.2	Population	37
3.3.3	Déroulement des mesures	38
3.3.4	Données collectées	40
4	Analyse des données	40
4.1	Caractéristiques des mouvements étudiés	40
4.1.1	Nature de l'espace de travail	41
4.2	Hauteur du cône de travail	42

4.3	Taux d'utilisation des outils	42
4.4	caractéristiques cinématiques	44
4.4.1	Temps d'exécution des tâches	44
4.4.2	Vitesse d'exécution des tâches	44
4.5	Interprétations et caractéristiques adoptées	45
5	Conclusion	46
Chapitre 3 Architecture parallèle sphérique		47
1	Introduction	48
2	Choix de l'architecture de l'interface haptique	48
2.1	Choix de la structure	48
2.1.1	Architectures séries	49
2.1.2	Architectures parallèles	49
2.1.3	Architectures mixtes	49
2.2	Architecture adoptée	49
3	Etude cinématique	52
3.1	Paramétrage et mise en équations	52
3.1.1	Position de référence	52
3.2	Formulation du modèle de l'architecture parallèle sphérique	55
3.3	Résolution du Modèle Géométrique Direct	55
3.3.1	Résolution directe	55
3.3.2	Résolution par Newton-Raphson	56
3.4	Résolution du Modèle Géométrique Inverse	60
3.4.1	Résolution directe	61
3.5	Modèle cinématique	63
3.5.1	Ecriture du modèle	63
3.5.2	Singularités	64
4	Optimisation dimensionnelle	66

Table des matières

4.1	Algorithme génétique	66
4.1.1	Principe	67
4.1.2	Procédure	67
4.2	Modélisation de l'espace cible	68
4.3	Optimisation de l'espace de travail	69
4.4	La dextérité	71
5	Conception du mécanisme	74
5.1	Structure du Bâti	74
5.2	Structure des membrures proximales	74
5.3	Structure des membrures distales	75
5.4	Structure de la plateforme	75
6	Influence des erreurs de fabrication	76
6.1	Torseurs des petits déplacements	76
6.2	Erreur de fabrication pour un Lien R-R	77
6.3	Torseur des erreurs opérationnels	79
6.4	Les équations de fermeture de chaînes	80
6.5	Calcul de l'erreur d'orientation de l'organe terminal	81
6.5.1	Données des erreurs de fabrication	81
6.5.2	Erreur d'orientation de l'organe terminal	82
7	Conclusion	83
Chapitre 4 Etude des schémas de téléopération		85
1	Introduction	86
2	La commande bilatérale	87
2.1	Schéma de contrôle Position-Position	87
2.2	Schéma de contrôle Position-Force	87
2.3	Schéma quatre canaux	88
3	Système Maître-esclave à 1 ddl	89

3.1	Mécanismes	89
3.2	Modélisation	90
3.2.1	Modèle du maitre	90
3.2.2	Modèle de l'esclave	91
3.3	Conception du contrôleur	91
3.3.1	Modèle global de téléopération	91
3.3.2	Transparence du système	93
4	Simulation et résultats	95
4.1	Mouvement étudié	96
4.2	résultats	97
4.2.1	Contrôleur proportionnel sans mesure de force	97
4.2.2	Contrôleur statique avec mesure de force : Force -Position	99
4.2.3	Contrôleur PD avec mesure de force	101
5	Conclusion	102
Conclusions et Perspectives		103
Annexe 1: L'algorithme génétique		105
6	PRINCIPE DE BASE D'UN AG SIMPLE	105
7	CODAGE	106
7.1	Codage binaire	106
7.2	Codage réel	107
8	OPERATEURS DE REPRODUCTION	107
Table des figures		111
Liste des tableaux		113

Introduction Générale

Depuis les années quatre vingts, les interfaces haptiques commencent à émerger avec le développement des systèmes de télé-opération. Ces systèmes répondaient aux demandes critiques de l'époque dans les domaines de l'aérospatial et de la maintenance nucléaire. En effet, la sensation tactile des forces de contact qui constitue une information très riche pour compléter la perception des opérateurs de leur environnement de travail représentait une composante importante à intégrer dans ces systèmes. Les dispositifs à retour d'effort représentaient alors une solution sécurisée et pratique pour cette demande particulière. La structure globale d'un système de télé-opération est donc composée d'une interface de commande haptique comme système maître manipulé par l'utilisateur et d'un robot esclave distant en contact direct avec l'environnement de travail. Ce type de système permet d'associer les capacités de réaction et de décision de l'opérateur aux capacités de résistance et de précision du robot, le but étant de donner à l'utilisateur l'illusion qu'il travaille directement au contact de l'environnement distant comme si le robot esclave était une extension de son propre corps ?. Pour cela, il est important que l'utilisateur puisse avoir l'impression de toucher l'environnement distant, ce qui requiert que le bras maître soit actionné afin de permettre un retour haptique.

Parallèlement à cette thématique, émergeait aussi l'intérêt médical des systèmes robotiques. La diversité et l'évolution des mécanismes ainsi que les caractéristiques de précision et de contrôle ont permis de répondre aux besoins particuliers des applications médicales.

La télé-médecine fut ainsi, comme l'indique son nom, le point de rencontre entre les deux thèmes de télé-opération et de médecine. En effet, la télé-médecine est définie par ? comme un procédé par lequel les patients peuvent être examinés, surveillés et traités tout en étant situés dans différents lieux par rapport au praticien . C'est dans ce contexte que se situe ce travail de thèse dans lequel nous nous intéressons à la chirurgie mini-invasive considérée comme une stratégie médicale de précision de plus en plus exploitée lors des interventions. Cette procédure consiste à opérer le patient de l'extérieur du corps par le biais de deux outils adaptés. Ceci est effectué à travers des incisions fines ce qui permet un rétablissement plus rapide et des douleurs atténuées. Les objectifs de ce travail sont multiples. Dans un premier temps, nous nous proposons d'étudier la tâche chirurgicale et d'identifier ses caractéristiques cinématiques en utilisant un système de capture de mouvement capable de suivre de près les gestes d'un expert en opération. Dans

un second temps, nous souhaitons proposer une architecture adaptée et optimisée pour la chirurgie mini-invasive. Enfin, nous traiterons l'aspect haptique de la structure afin d'implémenter un schéma de contrôle bilatéral permettant la mise en œuvre du retour haptique à partir d'informations issues d'un robot esclave.

Le document est composé ainsi de quatre chapitres.

Le premier traite la notion de retour d'effort et montre la diversité des systèmes destinés à cette fin, leurs caractéristiques, leur intérêt ainsi que leurs applications. Sont présentées quelques classifications proposées dans la littérature dont nous nous sommes inspirés pour établir une base de données des dispositifs haptiques. Une discussion portant sur les différents aspects liés à ces dispositifs a été ensuite effectuée. Une deuxième partie de ce chapitre porte sur la télémédecine et l'application de la chirurgie mini-invasive. Cette technique est ainsi explorée dans les contextes respectifs de la médecine et de la téléopération avec retour d'effort.

Le deuxième chapitre est consacré à l'étude de la tâche médicale en utilisant un système de capture de mouvement. Des expérimentations ont été menées avec un chirurgien expert sur une station d'apprentissage. Le système est composé de caméras capables de détecter les mouvements du praticien identifiés par des marqueurs réfléchissants. Cette phase a permis d'analyser le mouvement de l'ensemble main et outil en action afin de déterminer ses mobilités et l'espace de travail qu'il décrit.

Dans la suite, nous nous intéressons à l'étude de l'interface haptique proposée. Nous adoptons alors l'architecture parallèle sphérique (Spherical Parallel Manipulator: SPM) comme base de l'interface. L'étude cinématique et la synthèse dimensionnelle multicritère font l'objet du troisième chapitre. Une évaluation de la précision de la solution vis-à-vis des erreurs de fabrication en exploitant les torseurs des petits déplacements nous a menés à explorer les solutions isostatiques de la structure et à étudier le comportement de la structure 3-RCC en injectant également des jeux dans les articulations. La dernière partie de ce chapitre détaille la conception de la solution optimale issue de la synthèse dimensionnelle et la réalisation du premier prototype.

Le quatrième et dernier chapitre est consacré à l'étude et l'implémentation d'un schéma de contrôle qui permet la mise en œuvre du retour haptique. Les stratégies de commande étant diverses, une étude comparative est effectuée afin d'aboutir à la stratégie adéquate.

Les systèmes haptiques et la télémédecine

Sommaire

1	Introduction	4
2	Mécanisme du retour d'effort	4
2.1	Le rendu haptique	4
2.1.1	Définition et principe	4
2.1.2	Intérêt	5
2.1.3	Caractéristiques des interfaces haptiques	6
2.2	Etat de l'art des interfaces haptiques	6
2.2.1	Revue des dispositifs haptiques	6
2.2.2	Les différentes classifications des interfaces haptiques	9
2.2.3	Recensement des interfaces existantes	12
2.3	Analyses des caractéristiques des interfaces existantes	17
2.3.1	Analyse historique	18
2.3.2	Domaines d'application	18
2.3.3	Analyse technologique	19
3	La télémédecine et application à la chirurgie mini-invasive	20
3.1	La télémédecine	20
3.2	La télé-chirurgie	21
3.3	La chirurgie mini invasive (CMI)	21
3.3.1	Principe	21
3.3.2	Avantages et contraintes de la CMI	22
3.4	Exploration de la CMI robotisée	23
4	Conclusion	25

Résumé.

1 Introduction

L'état de l'art dans le domaine du haptique montre l'évolution des structures à retour d'effort à travers différents aspects tels que leurs applications, leurs architectures et leurs capacités mécaniques ainsi que les stratégies de contrôle utilisées. Dans ce chapitre, nous présenterons la problématique du retour d'effort et les outils qui ont été développés pour implémenter ce moyen riche de perception. Nous analyserons ensuite l'ensemble des systèmes recensés selon plusieurs critères. Enfin, nous ferons le point sur l'application médicale ciblée par ce travail qui est la chirurgie mini-invasive (CMI). Nous présenterons ainsi le principe de cette procédure chirurgicale et nous explorerons le domaine de la télémedecine et de la CMI robotisée.

2 Mécanisme du retour d'effort

2.1 Le rendu haptique

2.1.1 Définition et principe

Les différentes définitions du haptique dérivent toutes d'une origine grecque du mot qui signifie "toucher". On peut distinguer deux types de retour haptique. Le premier, tactile, fait intervenir les capacités sensorielles et la perception cutanée du corps à travers le contact superficiel. Il concerne essentiellement les paramètres de texture, de forme et de température. Le retour se résume alors dans ce cas à la simple action de suivi d'une trajectoire ou d'un évitement d'obstacles. Le deuxième type, qui intègre des efforts effectifs, résulte de la perception des forces de contact d'un objet et/ou les caractéristiques cinétiques d'une action. La réaction alors à l'inertie ou la dureté d'un objet se manifeste à travers un travail musculaire pour équilibrer la contrainte au mouvement.

Les interfaces à retour d'effort permettent alors de transmettre des forces à l'opérateur. Le but est de rendre l'interaction avec l'environnement distant de plus en plus réelle et de minimiser l'effet du découplage spacio-temporel du système de téléopération. Les progrès des technologies de l'informatique ont permis d'intégrer ces interfaces dans les environnements virtuels et dans les domaines de télé opération industriels et médicaux. Dans ces différents domaines, le retour haptique suit toujours une même boucle de tâches et fait intervenir tous les éléments présents dans la scène de travail. Ces derniers sont principalement les capteurs et les actionneurs biologiques ou artificiels. La figure 1.1 montre la séquence d'exécution de cette boucle dont les étapes sont les suivantes :

1. Acquisition de la position de l'effecteur par les capteurs de position de l'interface et mise à jour de la position de l'objet manipulé (bras esclave ou objet virtuel).
2. Détection de collisions entre l'objet manipulé et les autres éléments de la scène de travail.

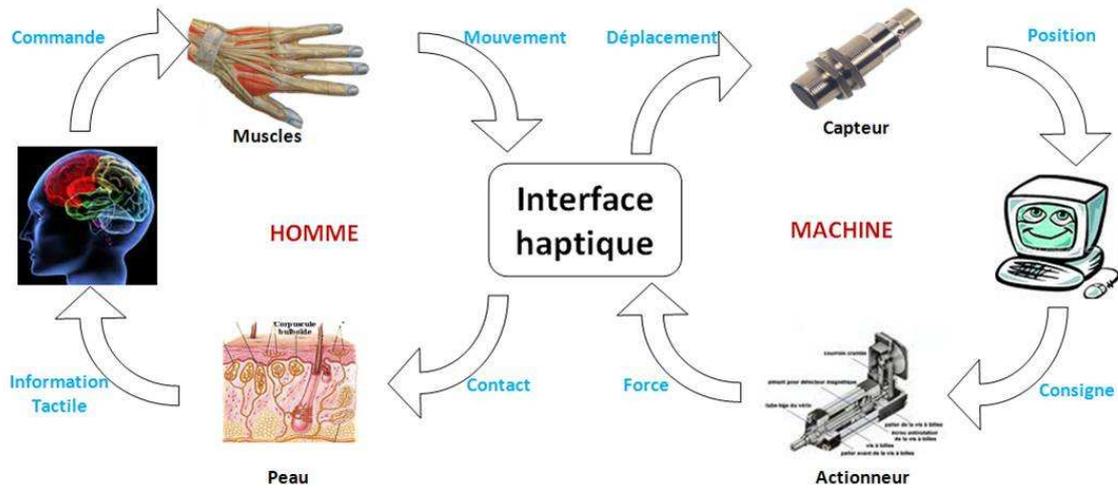


FIGURE 1.1 – Mécanisme du Rendu Haptique

3. Calcul du retour d'effort. Dans le cas d'une collision, les mesures fournies par les capteurs de force sur l'organe contrôlé permettent à l'ordinateur de calculer la force de réaction à appliquer.
4. Envoi des consignes de forces à l'interface haptique. Cette dernière applique les courants nécessaires aux moteurs.
5. L'utilisateur ressent alors un effort sur sa main grâce à ses capteurs cutanés. Ces informations vont être acheminées au cerveau qui va envoyer des commandes aux muscles. Les muscles font alors bouger l'effecteur et on revient à la première étape.

2.1.2 Intérêt

La nature du contact homme/machine a évolué d'un simple pupitre de commande à une combinaison d'outils permettant de bien percevoir l'environnement de travail tels que les capteurs de proximité et les caméras. L'intérêt majeur alors du retour haptique est de compléter cette reconnaissance avec la donnée de la force de contact riche en informations pour optimiser la perception de l'opérateur de son espace de travail. Cette approche améliore énormément les capacités de réaction et de prise de décision du système qui se répercute par la suite sur les performances qui deviennent optimales. Le retour d'effort est aussi un élément de sécurité qui évite tout découplage entre le système maître et le système esclave. En effet, il permet d'accélérer la détection des problèmes liés à une anomalie ou un déphasage de suivi entre le système esclave et l'interface maître et d'éviter les risques de collisions.

2.1.3 Caractéristiques des interfaces haptiques

Les interfaces à retour d'effort sont caractérisées par des spécifications techniques qui renseignent sur leur capacité à transmettre fidèlement et efficacement à l'utilisateur la situation géométrique et cinématique du robot esclave. Les principales spécifications sont :

1. **Transparence** : c'est la capacité d'une interface à devenir non perçue lors de son utilisation par un opérateur dans un processus de téléopération. Elle doit permettre une interaction naturelle avec les objets manipulés à distance. Cela veut dire que l'utilisateur est censé pouvoir interagir avec des objets mous ou rigide ou bouger dans un espace libre sans être gêné par la présence de l'interface.
2. **Précision** : La précision d'une interface haptique se résume à la précision même de sa structure mécanique pour atteindre les positions et les postures récupérées du robot esclave dans l'environnement distant. Une interface performante doit alors avoir une bonne résolution sensorielle, liée au plus petit mouvement que l'opérateur peut percevoir, et motrice, liée au plus petit mouvement dont il est capable d'effectuer.
3. **Espace de travail** : L'espace de travail d'une interface représente la partie de l'environnement de travail dans laquelle l'interface peut évoluer et fournir à l'opérateur un retour d'effort suivant un ou plusieurs degrés de liberté (ddl) . On peut considérer un espace de travail maximal dans le cas des interfaces haptiques commerciales ou à usage général ou un espace prédéfini pour les applications spécifiques ciblées.
4. **Limite d'effort appliqué** : Cette caractéristique représente la force maximale que peut appliquer l'interface comme retour à l'opérateur. Sa valeur peut être soit identique l'effort réel appliqué comme le cas des tâches fines, soit homothétique (facteur <1) à l'effort réel dans les applications industrielles.

La non uniformité de ces caractéristiques représente une contrainte principale pour le développement d'un dispositif haptique robuste. En effet, une meilleure précision d'un mécanisme implique une raideur importante qui vient compromettre la transparence du système. Aussi, cibler un espace de travail large engendre des structures relativement grandes qui influent sur la capacité des actionneurs à appliquer des efforts importants en tout point de cet espace. Dès lors, on ne peut pas retrouver une interface optimale pour tous les critères confondus. Pour cela, un compromis s'impose en pondérant les différents critères tout en prenant en compte les conditions d'utilisation et la nature de l'application ciblée.

2.2 Etat de l'art des interfaces haptiques

2.2.1 Revue des dispositifs haptiques

De nombreuses interfaces haptiques ont été développées pour permettre la manipulation avec un retour d'effort dans un environnement de réalité virtuelle ou d'un système esclave distant. Afin de présenter quelques réalisations, nous avons choisi de les regrouper en trois grandes

familles notamment les interfaces à usage général, celles pour le domaine de la réalité virtuelle et celles qui ciblent le domaine médical.

2.2.1.1 Interfaces haptiques à usage général

Les interfaces haptiques à usage multiple sont généralement des interfaces commerciales conçues pour satisfaire à des besoins différents et multidisciplinaires. Parmi ces dispositifs, on trouve la famille des interfaces PHANTOM commercialisée depuis 1993 par la société Sensable Technologie et qui a évolué en 5 modèles jusqu'au dernier PHANTOM Omni présenté sur la figure 1.2 (?). C'est une interface compacte qui se place sur une petite zone de bureau basée sur une architecture sérielle. Elle permet l'acquisition des six degrés de liberté et restitue un retour d'effort de six degrés d'action (3 forces et 3 couples) sur une poignée. Son espace de travail maximal couvre une zone de 160 x 120 x 70 mm. Le dispositif est un bras série combinant les caractéristiques du pantographe et de la liaison rotule et offrant une prise de stylo. Sa structure est fabriquée principalement en fibre de carbone pour garantir une faible inertie.

La famille des interfaces commercialisée par Force Dimension est quant à elle basée sur la structure parallèle delta (??). Elle a évolué en trois catégories : Delta, Omega et Sigma qui offrent des ddl allant de 3 à 7 et un retour d'effort sur 3 à 6 ddl selon la version. La diversité des solutions a permis son intégration dans plusieurs applications. La figure 1.3 montre le modèle Omega 6 à six ddl dont trois actionnés pour un retour haptique avec un espace de travail en translation de 160 x 110 mm.



FIGURE 1.2 – PHANTOM Omni de Sensable Tech



FIGURE 1.3 – Omega 6 de Force Dimension

On peut aussi citer des dispositifs à usage général issus des travaux de recherche en laboratoire comme l'interface SHaDe (Figure 1.3) développée par ? à partir de la structure sphérique proposée par ?. Elle autorise trois ddl de rotation autour du poignet situé au centre du mécanisme et un espace de travail de 180 degrés sur les trois axes. Un deuxième dispositif de laboratoire est l'interface de Lee (Figure 1.4) au laboratoire de Pusan en Corée de Sud composé de trois mécanismes en parallélogramme parallèles ?. Elle offre six degrés de liberté actionnés pour un



FIGURE 1.4 – Interface SHaDE

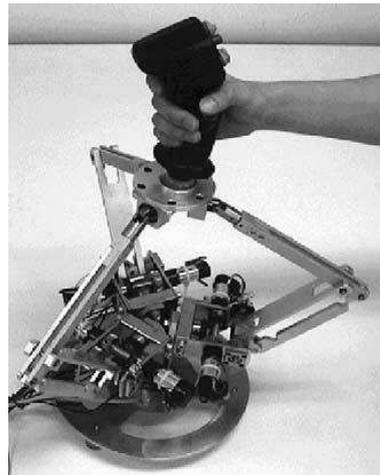


FIGURE 1.5 – Interface de Lee

retour d'effort.

2.2.1.2 Interfaces haptiques pour la réalité virtuelle

L'élaboration des systèmes d'apprentissage ou de reconstitution d'environnements basés sur le concept de l'immersion a participé au développement rapide des interfaces haptiques destinées à cette fin. On retrouve ainsi la famille des interfaces *Virtuose* réalisée au CEA-LIST et commercialisée par Haption. Elle présente trois modèles. Les deux structures parallèle et série sont utilisées pour produire les *Virtuose 3D* et *6D* offrant respectivement 3 et 6 ddl et l'interface parallèle *Virtuose Desktop* qui permet six degrés de liberté actionnés et un espace de travail évoluant sur une sphère de 120mm. La figure 1.6 montre l'interface *Virtuose 6D* avec une scène virtuelle. Une autre famille bien connue dans le domaine de réalité virtuelle sont les interfaces à câbles *SPIDAR* existant aussi en plusieurs versions(???). La dernière version est la *SPIDAR G* qui est une interface à câbles permettant six ddl et évoluant dans un cube de longueur d'arête de 40cm (?). La manipulation s'effectue par une sphère au centre du mécanisme reliée au bâti par huit câbles pour contrôler les efforts appliqués. La figure 1.7 montre le dispositif avec son environnement virtuel.

2.2.1.3 Interfaces haptiques pour la médecine

Depuis la fin des années 90, les dispositifs haptiques ont fait leur entrée au domaine médical. La société Immersion a alors commercialisé son *Laparoscopic Impulse Engine* destiné à la chirurgie mini-invasive (Figure 1.8) composé d'un mécanisme à cinq barres modifié pour fournir les quatre ddl de l'application. Une autre interface a été développée par ? à l'université de Manitoba au Canada (Figure 1.9). Elle présente un mécanisme à 4 ddl à base d'une structure parallèle composée par des pantographes à six barres et destinée pour la commande d'une sonde d'échographie. Elle fournit un large espace de travail sphérique sans présence de singu-

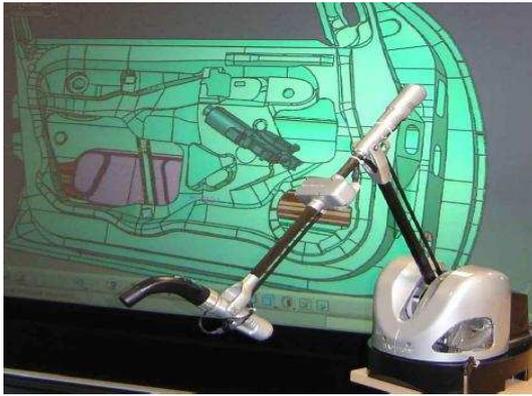


FIGURE 1.6 – Virtuose 6D du CEA-LIST

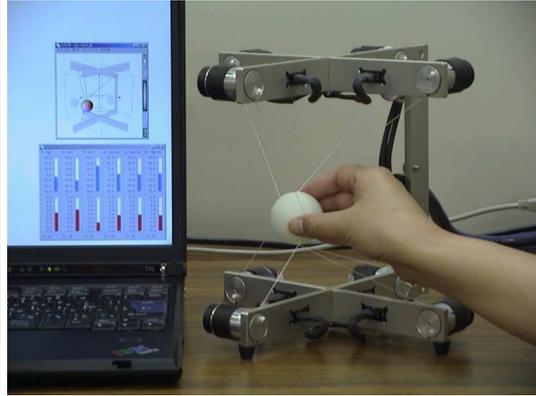


FIGURE 1.7 – Interface SPIDAR G

larités. Les DDL sont cinématiquement découplés, chaque degré est entraîné par un système indépendant.



FIGURE 1.8 – Laparoscopic Impulse En-gine de Immersion

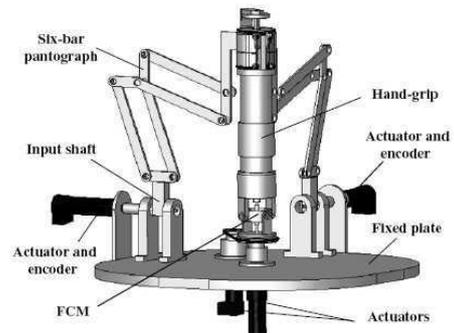


FIGURE 1.9 – Interface de Najafi et Sepherine

2.2.2 Les différentes classifications des interfaces haptiques

Différentes approches ont été adoptées dans la littérature pour recenser et classifier les interfaces haptiques existantes. On présente dans cette partie une synthèse de ces classifications.

2.2.2.1 Classification par nombre de ddl

Une des premières classifications des dispositifs haptiques a été proposée par ? dans laquelle

ils prennent comme critère le nombre de ddl contrôlé du dispositif. Il distingue alors trois classes principales :

- * **Des interfaces à faible ddl** : elle comprend les interfaces de 2 à 3 ddl contrôlés. Ces interfaces ne sont pas censées permettre la reproduction littérale des mouvements effectués lors d'une tâche ou suivre la cinématique de l'esclave. On se base sur le fait que les 2 ou 3 ddl implémentés sont capables de fournir à l'opérateur une perception acceptable de l'espace distant qui lui permet une bonne prise de décision. Cette catégorie concerne principalement des prises avec seulement les doigts.
- * **Des interfaces à grand nombre de ddl** : ce type d'interfaces représente une reproduction plus réaliste de la tâche. La prise est effectuée par la main entière capable de générer des mouvements (forces/couples) aléatoires d'où la nécessité d'au moins cinq ddl.
- * **Des interfaces à très grand nombre de ddl** : cette catégorie est similaire à la précédente sauf qu'elle permet d'intégrer des mouvements combinés qui font intervenir plusieurs parties du corps. Elle comprend alors la famille des interfaces portables telles que les exosquelettes.

Les mêmes auteurs ont proposé en 2004 avec des collaborateurs une deuxième classification beaucoup plus détaillée répartissant les dispositifs en familles selon des critères diverse (?). On retrouve ainsi des exosquelettes, des dispositifs à cinématique hybride, des souris augmentées, des joysticks, Cette classification n'est pas de grand intérêt puisqu'elle ne définit pas de critères objectifs qui permettent de générer une répartition claire et uniforme.

2.2.2.2 Classification par structure mécanique

Cette classification repose sur la nature de la chaîne cinématique de la structure, on retrouve alors:

- * **Structures séries** : basées sur une chaîne cinématique ouverte, elles présentent une solution simple qui permet d'avoir un espace de travail volumineux et libre de singularités.
- * **Structures parallèles** : pour ces interfaces, la plateforme est liée au bâti par plusieurs chaînes cinématiques. En plus de leurs avantages de précision et de raideur, elles sont faciles à concevoir et présentent une bonne transparence.
- * **Structures à câbles** : pour ces structures, le problème cinématique est résolu différemment à cause de l'utilisation des câbles. On traite plutôt les tensions des câbles pour bouger l'interface et appliquer le retour d'effort.

2.2.2.3 Interfaces haptiques à réaction interne et externe

Cette classification a été introduite par ? une première fois et reprise en détail par ?. On part du principe que la fermeture de la chaîne des efforts qui impose que toute partie de l'interface en contact avec l'opérateur soit aussi en contact ailleurs. Deux catégories se présentent alors :

- * **Des interfaces à réaction interne** où la chaîne d'efforts se referme sur l'opérateur. On parle aussi d'interfaces portables. Elles permettent donc une plus grande liberté de mouvement sauf qu'elles présentent l'inconvénient du poids non compensable et supporté totalement

par l'opérateur ainsi que la structure mécanique parfois volumineuse qui encombre l'utilisateur.

- * Des interfaces à réaction externe où la chaîne d'efforts se referme sur un socle fixe. On parle alors de retour d'effort à réaction externe et l'interface est fixe. Elles donnent donc la possibilité de compenser le poids de l'interface et de contraindre les mouvements de l'utilisateur en interaction avec les objets commandés à distance.

2.2.2.4 Classification par nature de contact

? rappellent la classification de Hayward et Astley et proposent une nouvelle classification des interfaces haptiques en fonction de la nature du contact entre l'opérateur et l'interface . Ils considèrent 5 grandes catégories :

1. Interfaces de type Joystick (manche à retour d'effort).
2. Interfaces à un seul point de contact.
3. Interfaces pour les tâches répétitives.
4. Interfaces à plusieurs points de contact.
5. Interfaces portables.

2.2.2.5 Classification par nature de la perception

? a présenté une classification qui considère les interfaces thermiques comme catégorie à part et qui ne fait pas partie du retour tactile. Il présente ainsi trois grandes catégories notamment les dispositifs thermiques, tactiles et kinesthésiques qui sont ensuite sous classés par famille ou technologies utilisées. Par contre, le souci d'aboutir à une classification rend cette approche très large et ramifiée. La figure 1.10 détaille cette classification.

Interfaces Haptiques		
A perception kinesthésique	A perception Tactile	A perception thermique
Isométriques Interfaces manipulables Robot porteur/base mobile Exosquelette Base fixe Base portative Séparation par famille	Illusion /dispositif passifs Hologramme haptique Objets tangibles Surface déformable Electro-tactile Vibro-tactile Séparation par technologie	Projection calorifique Dispositif Peltier Séparation par technologie

FIGURE 1.10 – Classification de Bluteau (2010)

2.2.2.6 Classification de Gosselin

Un recensement plus général a été présenté par ?. Les détails caractéristiques de différents organes de commande élaborés jusqu'à l'année 2000 dans les domaines du commerce et de la recherche sont présentés et une fiche comparative a été réalisée. La synthèse de cette approche constitue une vue d'ensemble du domaine de l'haptique avec une vision d'analyse des performances et des caractéristiques de ces dispositifs haptiques.

2.2.3 Recensement des interfaces existantes

Pour notre travail, nous avons choisi d'adopter l'approche appliquée par Gosselin pour compléter la fiche de données effectuée sur la période débutant en 2000. Pour ce faire, nous adoptons aussi le même protocole qui définit les dispositifs haptiques à recenser décrit comme suit ? : Un organe à retour d'effort est défini comme une unité autonome permettant de suivre naturellement les mouvements de la main d'un opérateur en vue de les transmettre à un robot esclave ou à un modèle numérique dans un environnement virtuel. Cette unité est composée du bras maître et de son électronique de commande. Sont explicitement exclus de cette définition :

- Les exosquelettes (associés à toutes les parties du corps, notamment les mains et les bras) qui sont destinés à suivre tous les mouvements de l'opérateur, et pas seulement ceux de sa main, en vue de commander la configuration articulaire du robot esclave,
- Les souris 3D qui sont en général associées à une commande en vitesse moins naturelle que la commande en position,
- Les joysticks pour lesquels les mouvements de la main de l'opérateur ne sont pas transmis naturellement au robot esclave (il faut sélectionner les axes commandés),
- Les systèmes de suivi de mouvement qui ne sont pas basés sur l'utilisation d'un support mécanique (reconnaissance d'images),
- Les interfaces à retour tactile qui ne permettent pas de commander un bras esclave.

Désignation	Appli	Date	ddl	ddl ac- tionnés	Structure	EDT	Effort(N)	Catégorie	Dimensions mm
Spidar 8	RV	2000	6	6	Câble	60*60*60		Lab	
Bevrit et al haptic device	Méd	2000	3	3	Parallèle			Lab	
Twin-Pantograph Haptic Pen	UG	2000	6	6	Parallèle	120*75*75 incl 45°	0.022- 0.045	Lab	
3-DOF Planar Pantograph Interface	RV	2000	3	3	Parallèle		3	Com	
Exalibur	UG	2000	3	3	Parallèle	300*300*200	100	Lab	685*685*788
Delta 3	UG	2000	3	3	Parallèle	Ø360 x L 300	20	Com	600*700*750
Virtuose 3D15-25	RV	2000	3	3	Série			Com	
Yoon and Ryu haptic inter- face	RV	2001	6	6	Parallèle	Ø 300mm incl 50°	40	Lab	450*450
Delta 6	UG	2001	6	6	Mixte	Ø360 x L 300	20	Com	600*700*750
MPC 3-DOF haptic device	RV	2001	3	3	Parallèle	100*100*50	10	Com	250*260*320
MPC 6-DOF haptic device	RV	2001	6	6	Parallèle	150*150*150	10	Com	300*345*280
Shade	UG	2002	3	3	Parallèle	180°*90°*90°		Lab	
Haptic Master serie	RV	2002	3	3	Série	35*40*1rd	100	Com	
Virtuose 3D35-45	RV	2002	3	3	Série			Com	
Virtuose 6D35-45	RV	2002	6	6	Série			Com	
Kino	RV	2002	6	6	Mixte			Lab	
SPIDAR G	RV	2003	6	6	Câble	40*40*40		Lab	
Interface Tei Mei li	Méd	2003	4	4	Sphérique			Lab	
HIMiC haptic device	Mic	2003	5	5	Série	130°x60°x125°	3	Lab	490*390*220
Interface Pusan	UG	2003	6		Parallèle			Lab	
Virtuose 6D desktop	RV	2006	6	3	Parallèle	sphere Ø120	3	Com	Ø300*260

Désignation	Appli	Date	ddl	ddl ac- tionnés	Structure	EDT	Effort(N)	Catégorie	Dimensions mm
LHIFAM	RV	2004	6	3	Câble	55*130*150		Lab	
Interface Troccaz et Mar- chal	Méd	2004	6	1	Série			Lab	
VISHARD10	RV	2004	6	6	Série	cylindre 1.7m*0.6m	170	Lab	
6 URS parallel haptic de- vice	UG	2004	6	6	Parallèle		16	Lab	R 250
6-DOF Haptic Cobot	UG	2004	6	6	Parallèle	sphere Ø170	50	Lab	
Virtuose 6D40-40	RV	2004	6	6	Série			Com	
Phantom Omni	UG	2004	6	6	Série	160*120*Ø70	0,88	Com	Ø 203*168
Interface IRCYN	UG	2005	6	6	Mixte			Lab	
Interface haptique desktop CEA-LIST	RV	2005	3	3	Parallèle	150* 45*45	4	Lab	
INTERFACE CHIRUR- GIE CEA-LIST	Méd	2005	3	3	Mixte	420*555*680	15	Lab	
Omega 3	UG	2005	3	3	Parallèle			Com	
Omega 6	UG	2005	6	3	Parallèle			Com	
Omega 7	UG	2005	7	4	Parallèle	Ø160 x L 110	12	Com	270*300*350
Master manipulator	Méd	2006	4	4	Mixte			Lab	
Laparoscopic impulse en- gine	Méd	2006	5	3	Mixte	100*230*230	9	Com	
Interface EPFL spalter	Méd	2006	4	4	Mixte	200*90°*90°		Lab	
7 DOF Haptic De- vice(Turkey)	RV	2006	7	7	Série	360°*360°*360°	1.5/10	Lab	

Désignation	Appli	Date	ddl	ddl ac- tionnés	Structure	EDT	Effort(N)	Catégorie	Dimensions mm
2D haptic interface de Kangwon university	RV	2006	2	2	Parallèle	900 × 600mm		Lab	
ICARE3D	RV	2006	6	3	Mixte	300mm et ±80° (X,Y,Z)	5	Lab	
Spidar H	RV	2006	6	6	Câble		30	Lab	
Inca6D	RV	2006	6	6	Câble	100*200*300	12,5	Com	
Najafi et sepehri	Méd	2007	4	4	Parallèle			Lab	
1 DOF Linear haptic device LHD	Méd	2007	1	1	Série	100mm	7	Lab	195*180*155 mm
Haptic device for Impairment patient	Méd	2007	2	2	Parallèle	250*400	30	Lab	430*500*190
Falcon	UG	2007	3	3	Parallèle	100*100*100	8	Com	228*228*228
Xitact IHP	Méd	2007	4	4	Parallèle	90°x100°x200	20	Com	180*160*400
ViFlex	UG	2009	2	2	Série	20°	20 Nmm	Lab	45*45
Interface Ryu et al	RV	2010	6	6	Parallèle	cylindre Ø110*100	20	Lab	
Spherical Haptic Interface Japan	RV	2010	3	3	Sphérique			Lab	
D-8 de Nagoya	UG	2010	6	6	Parallèle	100 mm ³ /130°*180°	16/ 240 Nmm	Lab	400*395*395
6R PHRA	Méd	2010	6		Série			Lab	
6-DOF Simon Fraser device	UG	2010	6	6	Mixte	275*450		Lab	
Interfac Pprime	Méd	2011	6	1	Série			Lab	

Le contenu du tableau précédent est le suivant :

- **Designation** : il s'agit du nom de l'interface haptique considérée. En cas de non existence d'une appellation d'origine par le réalisateur du dispositif, on se base sur la référence bibliographique pour lui affecter une nomination.
- **Appli** : il s'agit du domaine principal dans lequel le bras considéré est utilisé, nous notons ainsi la Réalité Virtuelle, les Applications Médicales, l'usage Général et la microélectronique.
- **Date** : elle correspond à l'année pendant laquelle le dispositif considéré a été développé ou mis sur le marché. Dans la plupart des cas, nous ne disposons pas d'informations précises concernant cette information car nous nous basons sur l'année de publication des références.
- **DDL** : nombre de degrés de liberté du mécanisme indépendamment des actionneurs.
- **DDL Actionnés** : c'est le nombre de degrés de liberté actionnés de l'interface pour générer le retour d'effort en sortie.
- **Structure** : ce terme désigne le type de structure utilisée sur le bras maître considéré. On distingue les structures mécaniques articulées de type série, parallèle ou mixte. (combinaison d'une structure parallèle et d'une structure série) ainsi que les structures à câbles.
- **EDT** : il s'agit de l'espace de travail du bras maître. Les méthodes de quantification sont différentes d'une interface à l'autre, nous présentons ainsi l'espace de la manière adoptée par les réalisateurs.
- **Effort** : il s'agit de la capacité nominale en force appliquée par le dispositif (exprimée en N).
- **Catégorie** : nous indiquons si l'interface est développée dans un laboratoire de recherche (Lab) ou commercialisée sur la marché (Com).
- **Dimensions** : correspond aux dimensions de l'interface considérée en mm.

2.3 Analyses des caractéristiques des interfaces existantes

La figure 1.11 montre la répartition des interfaces haptiques visitées dans notre bibliographie selon la nature de leur origine de développement notamment les entreprises commerciales ou les laboratoires de recherche. Ces derniers semblent être la source dominante. Ceci peut être expliqué par la grande expansion des champs d'exploitation du retour d'effort qui visent des applications de plus en plus diversifiées et innovantes. Le caractère lucratif des interfaces commerciales ralentit leur développement et explique l'existence de plusieurs versions dans une même architecture avec des améliorations minimales. On note que plusieurs interfaces commerciales sont le fruit d'un transfert technologique de structures développées antérieurement par des chercheurs.

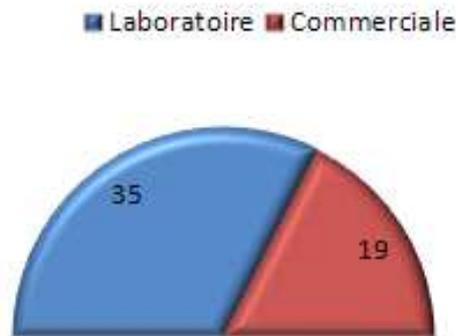


FIGURE 1.11 – Répartition des interfaces commerciales et de laboratoire

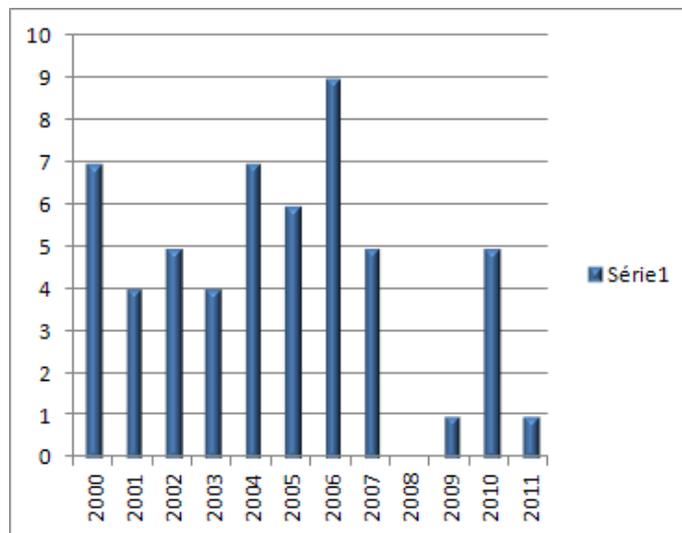


FIGURE 1.12 – Analyse historique des interfaces recensées

2.3.1 Analyse historique

La figure 1.12 montre l'évolution de l'intérêt porté au développement des interfaces haptiques au cours des années 2000. Le nombre d'interfaces apparues chaque année est approché vu la diversité des domaines d'application. Nous constatons un pic entre 2004 et 2006 qui peut être expliqué par l'orientation vers les applications médicales qui représentent un domaine intéressant pour ces applications d'où l'investissement de plusieurs chercheurs dans ce domaine.

2.3.2 Domaines d'application

Les contraintes de sécurité et de la distance ont motivé l'apparition des premiers dispositifs haptiques dans les domaines du spatial et du nucléaire. La fin des années 90 a marqué d'autres

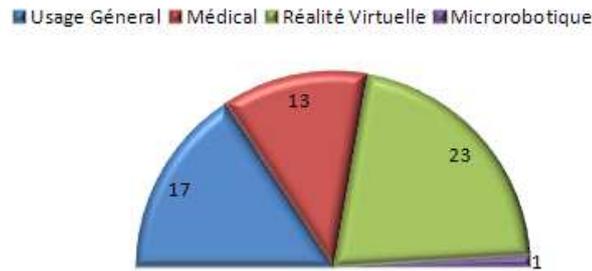


FIGURE 1.13 – Domaines d'application des interfaces haptiques

nécessités tels que l'apprentissage utilisant des simulateurs et les interventions de maintenance ou médicales à distance. La figure 1.13 montre la répartition des interfaces recensées dans les nouveaux domaines de la réalité virtuelle, du médical et des interfaces à usage général.

2.3.3 Analyse technologique

Le tableau des interfaces recensées présente pour chaque dispositif le type de structure utilisé ainsi que le nombre de ddl fournis. Ces informations sont synthétisées sur les figures 1.14 et 1.15. Il existe 6 types d'architectures mécaniques principaux : les structures mécaniques articulées de type série, parallèle ou mixte (un étage série et un étage parallèle), les robots à câbles et les manipulateurs sphériques présentant un centre fixe de rotation et évoluant sur une sphère. On note aussi des structures qui combinent la mécanique avec l'électronique pour permettre de récupérer les mouvements de plusieurs ddl et appliquer les efforts sur une partie seulement. Contrairement à la période d'avant 2000, les structures parallèles sont de plus en plus exploitées dans les interfaces haptiques. Les Structures nouvelles sont généralement des interfaces de laboratoires. Ceci peut être expliqué par les applications émergentes nécessitant une rigidité accrue et un niveau de précision élevé, deux caractéristiques intrinsèques des structures parallèles. La figure 1.14 montre le degré de présence de chaque structure dans l'ensemble des dispositifs étudiés.

Concernant les degrés de mobilité, les dispositifs haptiques ont la particularité de présenter des ddl passifs liés aux capacités de suivi du mouvement de l'opérateur et des ddl actifs liés aux capacités d'application du retour d'effort sur une ou plusieurs directions du mouvement. On parle d'une interface totalement actionnée lorsque le nombre des ddl actifs est égale au nombre des ddl passifs. Cette caractéristique n'est pas toujours respectée et dépend des applications ciblées. La figure 1.15 illustre la répartition par rapport au nombre de ddl passifs fournis par l'architecture. Le grand nombre de structure à 6 ddl est expliqué par l'abondance des structures à usage général ou des applications nécessitant un contrôle complet de l'organe terminal dans l'espace, d'où la nécessité d'un retour d'effort selon les six degrés de mobilité possibles pour réaliser tout mouvement.



FIGURE 1.14 – Structures cinématiques

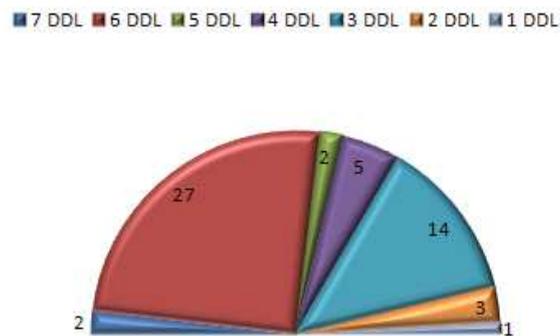


FIGURE 1.15 – Nombre de degrés de liberté

3 La télémédecine et application à la chirurgie mini-invasive

3.1 La télémédecine

la télémédecine constitue une approche par laquelle un médecin peut examiner, diagnostiquer ou traiter un patient tout en étant dans un emplacement déporté. Le terme est issu de la combinaison des deux mots grecs *tele* signifiant *distance* et *mederi* signifiant *guérir*. Malgré son début considéré comme futuriste et expérimental, la télémédecine représente désormais une réalité en pleine expansion. Aujourd'hui, cette approche répond à deux enjeux principaux :

- La mauvaise répartition des médecins qui s'ajoute au manque de spécialistes.
- Le vieillissement des populations, surtout dans les pays développés.

3.2 La télé-chirurgie

La téléchirurgie représente un exemple particulier de la télémédecine. Comme l'indique la figure 1.16, on dispose d'un site maître et d'un site esclave distant. Au niveau du site maître, un médecin expert effectue les tâches de l'opération à travers une interface haptique et un écran sur lequel est transmise l'image de l'endoscope. Au niveau esclave, un robot reproduit avec précision les mouvements du chirurgien. Ce dernier travaille comme si le robot est une extension de son corps grâce au retour d'effort capté par le robot et appliqué par l'interface haptique.

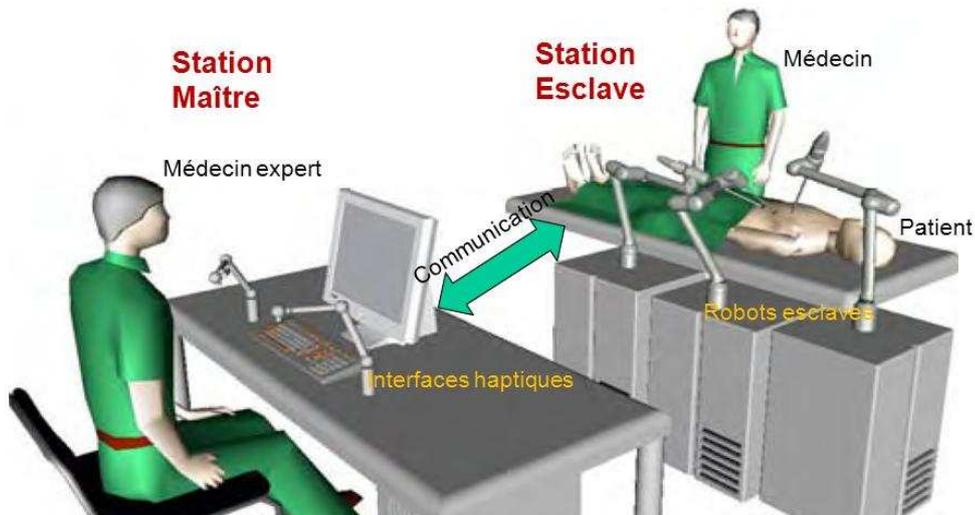


FIGURE 1.16 – Différentes composante d'un dispositif de téléchirurgie

3.3 La chirurgie mini invasive (CMI)

3.3.1 Principe

La chirurgie mini invasive est une intervention qui se pratique à travers de petites incisions de diamètre maximal de 10 mm. Ces dernières permettent d'introduire une caméra endoscopique et des instruments chirurgicaux généralement au nombre de deux et dont la nature dépend de l'opération effectuée. Les figures 1.17 et 1.18 montrent respectivement le principe de la CMI et les différents outils utilisés. Ces outils sont principalement des pinces et des porte-aiguilles d'un diamètre de 8 à 10 mm et d'une longueur de 30 cm environ. L'utilisation des instruments s'effectue à travers des trocars dont le rôle est de maintenir l'étanchéité de la cavité abdominale qui est gonflée avec un gaz carbonique pour dégager l'espace de travail nécessaire à la réalisation de l'opération.

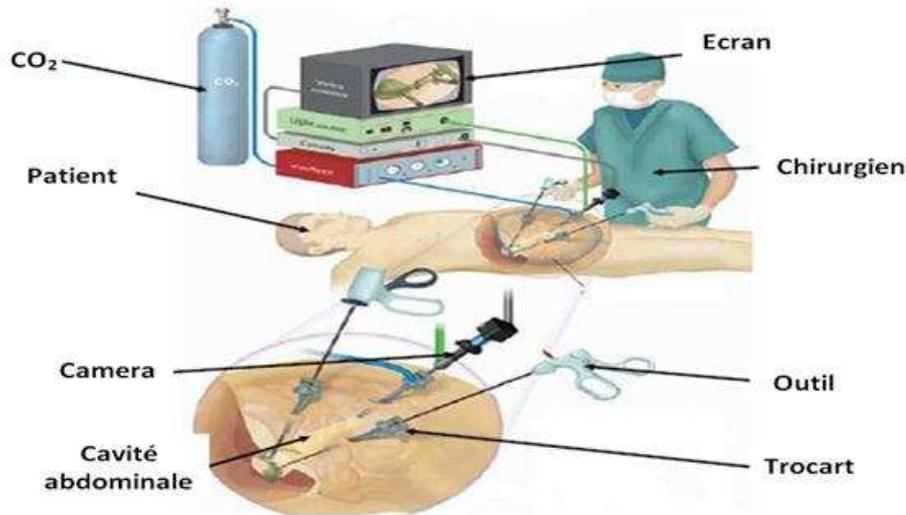


FIGURE 1.17 – Synoptique de la CMI



FIGURE 1.18 – Outils de la CMI

3.3.2 Avantages et contraintes de la CMI

Les apports de la CMI par rapport à la chirurgie traditionnelle sont importants. La petite taille des incisions engendre moins de douleurs post-opératoires. Le séjour à l'hôpital et la période de convalescence sont plus courts réduisant de fait les frais d'hospitalisation et les périodes d'indisponibilité au travail des patients. Les cicatrices résultantes sont réduites au minimum, ce qui améliore le résultat esthétique des opérations. Un autre avantage est la possibilité de retransmettre les images de l'opération vers d'autres chirurgiens. Ceux-ci peuvent ainsi interagir entre eux, partager leurs compétences et améliorer globalement le niveau de soin dont bénéficie le patient. Le rôle du chirurgien cependant se complique considérablement. En chirurgie traditionnelle, l'accès aux organes est direct avec une vision 3D et une manipulation avec les propres

mains du chirurgien. Les gestes sont donc intuitifs. En chirurgie mini-invasive, le chirurgien doit guider le positionnement de la camera, synchroniser les mouvements des outils et effectuer un effort mental continu pour se repérer, déplacer et orienter les instruments. La concentration de l'expert se trouve ainsi répartiesur plusieurs aspects. La contrainte de passage des instruments par les trocarts ajoute aussi plusieurs difficultés supplémentaires, à commencer par la réduction des degrés de mobilité possibles et l'inversion des mouvements effectués par les outils par rapport aux mouvements des mains du chirurgien connu par l'effet fulcrum.

3.4 Exploration de la CMI robotisée

Constatant les contraintes qu'impose la CMI, la robotique peut apporter des solutions technologiques et scientifiques intéressantes en vue de palier à ces contraintes et même d'apporter des améliorations de performance. Plusieurs solutions ont été alors mises au point tels que les robots porte-endoscope qui permettent de faciliter le positionnement de la camera dans le corps du patient à travers une commande vocale ou/et un asservissement visuel dans le cas du robot sériel sphérique LER (Light Endoscope holder Robot, Figure ??) du laboratoire TIMC-IMAG de Grenoble (?). Pour le robot EndoAssist de la figure 1.20 proposé par ? une autre technologie permettant le suivi des mouvements de la tête du chirurgien a été exploité. Ces mouvements sont analysés pour déduire les consigne transmises ensuite au robot.

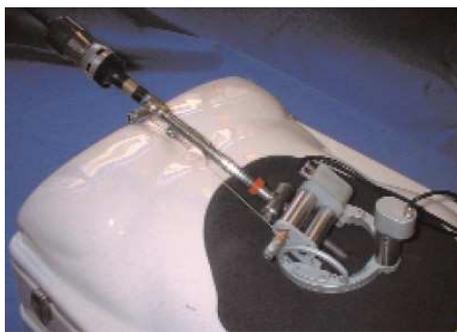


FIGURE 1.19 – Robot LER de TIMC-IMAG



FIGURE 1.20 – Robot EndoAssist

D'autres systèmes plus autonomes ont été développés pour concrétiser la notion de téléopération et qui permettent d'effectuer des interventions chirurgicales mini invasives intégrales tout en offrant un retour d'effort au chirurgien. Pour ce faire, certains dispositifs exploitent les inter-

faces haptiques commerciales tels que les robots de chirurgie cardiaque Raven (?) présenté par la figure 1.21 et le système MiroSurg de DLR (?) montré par la figure 1.22. On utilise respectivement pour commander ces deux systèmes l'interface PHANToM de Sensable et L'interface Omega de Force Dimension.



FIGURE 1.21 – Robot de chirurgie RAVEN



FIGURE 1.22 – Système MiroSurg de DLR

D'autres dispositifs combinent à la fois la réalisation d'un robot esclave et de son interface maître dédiée. On cite le célèbre Da Vinci (?) composé d'un porte-endoscope télescopique et de trois robots sériels à base de parallélogrammes déformables qui opèrent en collaboration afin de manipuler des outils chirurgicaux spécifiques (figure??). La partie maître est composée de deux mécanismes sériels permettant de répondre au sept ddl des outils chirurgicaux (figure ??). L'inconvénient majeur de ce système de téléopération est l'absence de retour haptique au niveau de l'interface maître ainsi que la communication limitée à une stratégie filaire qui impose la présence du chirurgien dans la même salle d'opération que le robot.



FIGURE 1.23 – Robot de chirurgie DA VINCI



FIGURE 1.24 – Interface maitre et outils du robot DA VINCI

4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons introduit les différents concepts liés au retour haptique ainsi qu'à l'application de chirurgie mini-invasive. Une présentation d'exemples d'interfaces haptiques et des critères caractéristiques a été effectuée puis un recensement général est élaboré afin de les classer dans une base de données. Cette base nous a permis d'avoir une vue d'ensemble sur l'état de l'art des dispositifs à retour d'effort.

Dans une deuxième partie, nous avons détaillé le principe et les particularités de l'application ciblée par notre travail qui est la chirurgie mini invasive ainsi que le contexte de la télémédecine qui englobe ce travail. Ces constatations nous ont menés à estimer la nécessité d'étudier de près la tâche chirurgicale afin de décortiquer ces caractéristiques cinématiques indispensables pour le choix du mécanisme de l'interface haptique dédiée.

Etude du geste chirurgical

Sommaire

1	Introduction	28
2	Système de capture de mouvement	28
2.1	Principe et Techniques d’acquisition	28
2.2	Matériel et stratégie de mesure	29
2.2.1	Calibration du système	30
2.2.2	Labélisation et Reconstitution des données	30
3	Etude expérimentale	31
3.1	Tâche étudiée	31
3.2	Etudes préliminaires	32
3.2.1	Enregistrement du mouvement des mains	32
3.2.2	Enregistrement corps complet	33
3.3	Expérimentation sur pelvis-trainer	35
3.3.1	Instrumentation	36
3.3.2	Population	37
3.3.3	Déroulement des mesures	38
3.3.4	Données collectées	40
4	Analyse des données	40
4.1	Caractéristiques des mouvements étudiés	40
4.1.1	Nature de l’espace de travail	41
4.2	Hauteur du cône de travail	42
4.3	Taux d’utilisation des outils	42
4.4	caractéristiques cinématiques	44
4.4.1	Temps d’exécution des tâches	44
4.4.2	Vitesse d’exécution des tâches	44
4.5	Interprétations et caractéristiques adoptées	45

5	Conclusion	46
----------	-----------------------------	-----------

1 Introduction

La particularité de l'application chirurgicale ciblée par ce travail nécessite une étude exhaustive pour identifier et caractériser les tâches réalisées. Cette phase est assurée à travers une procédure expérimentale basée sur un système de capture de mouvement. ? ont montré l'intérêt que porte l'analyse des mouvement pour évaluer les chirurgien en le comparant à une méthode théorique (?). Cette méthodologie a été depuis exploitée dans plusieurs études pour caractériser les tâches chirurgicales. En effet, ? ont instrumenté une pince chirurgicale par des capteurs dans le but de suivre et quantifier les forces et les moments générer par le praticien lors d'une intervention mini-invasive.

D'autre études se sont intéressés particulièrement à l'opération de suture tels que celle de ? qui ont évalué les performances des chirurgiens lors de la seule opération de suture afin de dresser un protocole pour déterminer le niveau de maîtrise des praticiens (débutant ou expérimenté). Dans cette étude la réalisation des nœuds était exclue. Dans le cas de ?, l'intérêt a été porté sur la manipulation de l'aiguille et sa pénétration dans le tissu afin d'évaluer les performances. Le paramètre principal mesuré était le temps. Ces différents travaux on permit d'éclaircir plusieurs côtés du travail des chirurgiens et de dresser des protocoles d'évaluation de leur niveau de technicité. Cependant, ces informations ne cernent pas tous les aspects de la tâche chirurgicale au niveau des paramètres géométriques et cinématiques tel que l'espace de travail, les vitesses ainsi que la relation entre les outils utilisés.

Nous présentons alors dans ce chapitre une étude plus globale basé sur le système de capture de mouvement VICON. Le principe et les étapes d'exploitation de ce système sont présentés. Une étude préliminaire est ensuite détaillée pour aboutir à un protocole expérimental adéquat destiné à l'application de chirurgie mini-invasive. La tâche étudiée appelée anastomose comporte à la fois la suture complète d'une artère coupé et clôturée par des nœuds. La stratégie ainsi adoptée qui est basée sur l'utilisation de la station d'apprentissage Pelvis-Trainer est exploré. Les différentes phases de capture, de traitement des données ainsi que les résultats collectés sont présentés. Ce travail nous a mené à identifier de près les différents paramètres de chacune des phases de l'anastomose et de dresser le bilan des caractéristiques mécaniques de la tâche.

2 Système de capture de mouvement

2.1 Principe et Techniques d'acquisition

Les systèmes à capture optique basés sur des marqueurs passifs représentent actuellement une solution très exploité comme système d'acquisition de mouvements. Leur principe réside dans le suivi de marqueurs à l'aide de plusieurs caméras réparties dans le lieu de travail. Chaque caméra est équipée d'un projecteur (LED) dirigé vers le la scène de la tâche étudiée. La prise de vue synchronisée de plusieurs caméras puis la synthèse des coordonnées (x,y) d'un même

objet vu sous différents angles permet de déduire les coordonnées (x,y,z) de cet objet. Une reconstruction en trois dimensions est possible lorsque chaque marqueur est repéré par au moins deux caméras. Le principe de cette reconstruction volumique se base alors sur les méthodes de triangulation spatiale. A noter qu'une calibration de lieu de travail est toujours nécessaire afin, notamment, de déterminer les positions et les orientations relatives des caméras ainsi que de pour définir le repère de référence.

Le principe de fonctionnement est analogue à celui des radars : les caméras émettent un rayonnement (en général rouge et/ou infrarouge), réfléchi par les marqueurs (dont la surface est composée d'une matière ultra réfléchissante) puis renvoyé à ces mêmes caméras. Celles-ci ne sont sensibles qu'à un type de longueur d'onde et visualisent les marqueurs sous forme des taches vidéo blanches ou grises. Le croisement des coordonnées des marqueurs enregistrées par chaque caméra permet leur positionnement dans un référentiel de base lié à la scène de travail.

De nombreux avantages expliquent l'utilisation massive de ce type de systèmes. Principalement la liberté de mouvement est très peu altérée par des marqueurs petits et légers. On note aussi le caractère 3D de la capture ainsi que le suivi temps réel des mouvements. La bonne résolution temporelle (allant à 175 Hz) et spatiale (0.1mm) garantissent une précision satisfaisante des données collectées. La figure 2.1 montre une reconstitution de scène de travail présentant un mouvement de marche d'un sujet et la disposition des différentes caméras.

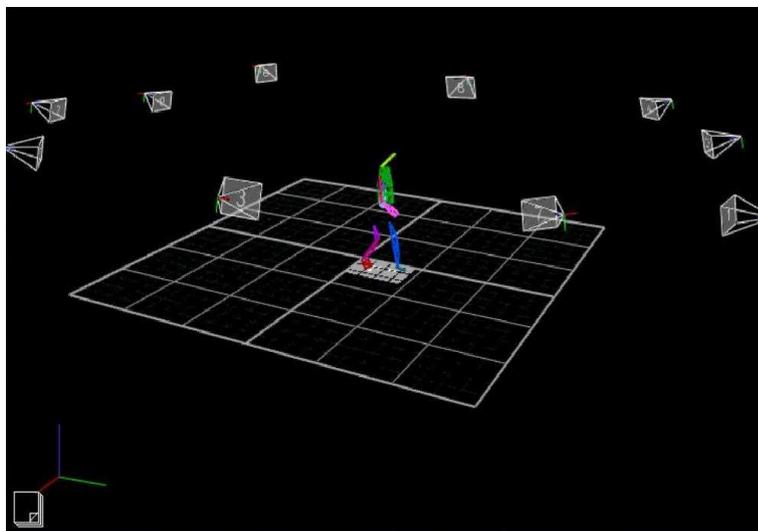


FIGURE 2.1 – Acquisition d'un mouvement de marche

2.2 Matériel et stratégie de mesure

Dans notre étude, nous avons exploité le système de capture du mouvement de la société Vicon. Il est composé de dix caméras T40 d'une résolution maximale de 4 mégapixels (2352 x

1728) en niveau de gris. A la résolution maximale, 370 images par seconde peuvent être enregistrées. Les dix caméras sont reliées à une centrale qui assure la synchronisation des données et l'enregistrement des coordonnées capturées sur le disque dur. Chaque caméra possède son propre processeur qui traite l'image pour en extraire des positions de marqueurs réfléchissants. L'analyse du mouvement passe par plusieurs étapes. Les principales sont la capture du mouvement lui-même et le traitement de ces données enregistrées. On passe alors par les phases suivantes :

2.2.1 Calibration du système

Cette phase permet de créer un repère global pour le système. Chaque marqueur aura alors une position d'origine établie sur deux étapes :

- **L'équilibrage statique** : cette étape se fait à travers des points fixes dans l'espace de travail qui servent à décrire un repère de base pour la capture. Ce repère est donc fixe, stable et absolu.
- **L'équilibrage dynamique** : effectué à l'aide de la baguette Wand montré dans la figure 2.2 qui comporte cinq marqueurs repartis en forme de T. Le balayage de cette baguette dans l'espace de travail permet d'évaluer la reconnaissance de l'espace de travail par les caméras et leur capacité de bien détecter les marqueurs. A la fin de cette phase de calibrations, nous aurons défini l'espace de travail et le volume de capture. Les marqueurs positionnés sur le sujet seront alors reconnus par les caméras dans le repère de base créé.



FIGURE 2.2 – Camera Vicon et baguette de calibration Wand

2.2.2 Labélisation et Reconstitution des données

La création du modèle du sujet étudié sur l'interface informatique s'effectue en affectant une nomination à chaque marqueur et en identifiant les relations entre eux. Des liaisons cinématiques sont définies entre les différents segments. Ainsi lors des acquisitions, grâce au modèle

de référence, le système d'analyse reconnaît en temps réel les différents marqueurs et leurs segments associés. Cette phase permet créer une scène de travail virtuelle et de reconstituer en temps réel les différents mouvements réalisés par le sujet en question.

3 Etude expérimentale

3.1 Tâche étudiée

Dans le domaine de chirurgie mini-invasive, application cible de notre travail, nous nous intéressons en particulier à étudier les mouvements et les gestes caractéristiques de cette techniques. Dans ce contexte, nous avons étudié l'anastomose définie comme une connexion entre deux structures, organes ou espaces. Il s'agit en général de connexions entre vaisseaux sanguins, ou d'autres structures tubulaires telles une boucle de l'intestin. Cette tâche comporte les mouvements canoniques de la chirurgie mini-invasive notamment la tâche de suture et les mouvements d'engagement et de dégagement des outils chirurgicaux.

Selon sa configuration, l'anastomose est qualifiée de terminoterminal si les deux extrémités d'un conduit sont reliées, de terminolatérale si l'extrémité d'un conduit est reliée à la paroi de l'autre ou de latérolatérale si ce sont les parois des conduits qui sont abouchées. La figure 2.3 montre un exemple d'anastomose effectuée sur des intestins. Les deux phases principales sont la phase de suture qui solidarise les éléments séparés et la réalisation d'un nœud pour finaliser la tâche.

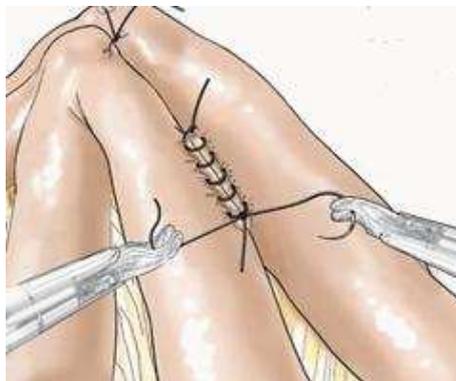


FIGURE 2.3 – Exemple d'opération d'anastomose

3.2 Etudes préliminaires

3.2.1 Enregistrement du mouvement des mains

Une des prospectives qui a été tout d'abord abordée est la capture du mouvement des mains du praticien effectuant des tâches élémentaires. L'objectif était de déterminer la capacité de système de capture dont on dispose afin d'enregistrer le mouvement détaillé des mains et des doigts ainsi que la nature et l'utilité des informations collectées pour notre étude. Les essais ont été effectués sur des mouvements de suture de deux bouts de tissu. Cette opération est réalisée dans un espace libre sans les contraintes habituelle des incisions comme représenté dans la figure 2.4.



FIGURE 2.4 – Opération de suture externe

Dans cette étude, nous avons établi un modèle associé à un set de marqueurs pour cette tâche. Les marqueurs sont positionnés sur les surfaces dorsales des doigts. ? ont introduit une configuration de marqueurs à disposer sur les mains pour enregistrer des postures statiques. La disposition des marqueurs proposée dans notre étude est différente avec quatre marqueurs par doigt. Cette disposition permet d'identifier les trois angles de flexion et l'angle d'abduction de chacun des doigts. Le centre articulaire du poignet est généralement positionné entre un marqueur externe du côté auriculaire et un marqueur interne du côté pouce. La figure 2.5 montre la disposition de ces marqueurs sur la main ainsi que leur reconstitution sur l'interface Nexus de Vicon.

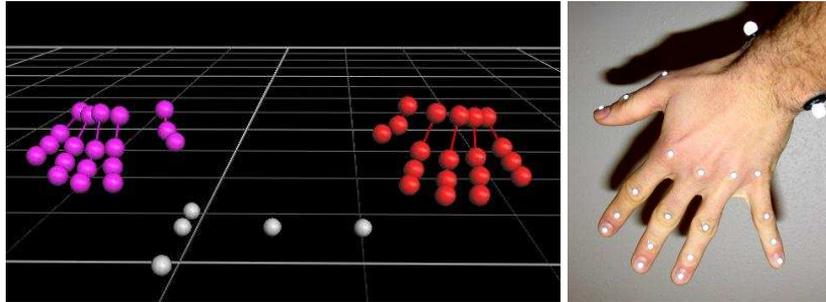


FIGURE 2.5 – Positionnement des marqueurs sur les mains + reconstitution

Lors des capture effectuées ; on s’est rendu compte que l’espace de travail réduit de la main caché d’un côté par le corps du chirurgien et la table de travail ainsi que la disposition très proche des marqueurs représentent un obstacle au bon déroulement des mesures. Des interpolations peuvent être réalisées lors de la perte d’information cependant le nombre et la taille des occlusions sont trop importants pour permettre une reconstruction fidèle des positions des marqueurs. Une deuxième constatation de ces mesures est que les données collectées, indépendamment de leurs qualité, ne touchent pas de près la tâche de suture. En effet, le modèle établi ne permet pas de bien caractériser la tâche puisque il ne prend pas en compte les outils de travail ce qui nous a mené à ne pas retenir cette procédure.

3.2.2 Enregistrement corps complet

Une deuxième étude préliminaire de notre application consistait à agrandir l’échelle des mesures et élargir l’enregistrement du mouvement au corps entier du praticien. Cet objectif nécessite un nombre de marqueurs important et un champ de mesure englobant l’ensemble du sujet. Nous avons effectué ces mesures dans un premiers temps pour une opération de suture externe et dans un deuxième temps dans une salle d’opération en présence de tout le matériel et des contraintes de travail. Un set de 35 marqueurs est positionné sur le praticien pour couvrir les différents mouvements du corps. On note aussi la mise de marqueurs sur les outils chirurgicaux. La figure 2.6 montre la répartition et la reconstitution de ces marqueurs.

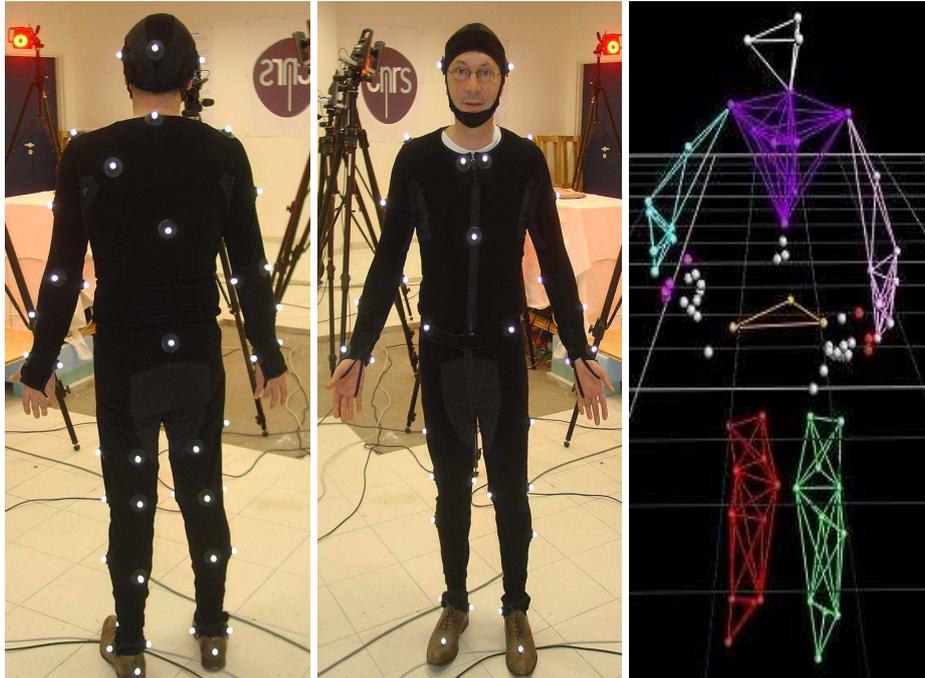


FIGURE 2.6 – Set de marqueurs disposés sur le praticien

3.2.2.1 Enregistrement d'une suture

Un premier essai a été effectué en laboratoire mais les résultats n'étaient pas fructueux. En effet, le nombre de caméras disponibles est insuffisant pour la capture complète de tous les marqueurs lors du mouvement. On constate sur la figure 2.6 des difficultés dans la reconstitution du modèle notamment les marqueurs de la main et des outils.

3.2.2.2 Enregistrement en salle d'opération

Des enregistrements d'opérations de chirurgie mini-invasive ont été réalisés en salle d'opération durant des exercices sur un cochon. La configuration est très proche des salles d'opération traditionnelles. Ces essais ont été effectués à l'INRA Poitou-Charentes, au sein de la Plateforme IBSA d'Expérimentations Pré-Cliniques (Inra, Inserm, CHU, Université de Poitiers) spécialisé dans les études de transplantation sur modèle porcin. Le système Vicon composé de 10 caméras a été intégré dans la salle d'opération. Uniquement les mouvements des membres supérieurs et des outils sont suivis. Des marqueurs de 4mm étaient disposés directement sur les outils. 6 sur le porte-aiguille (+1 bande adhésive sur l'axe) et 3 sur la pince (+1 bande adhésive sur l'axe). Cette disposition nécessiterait des caméras mieux disposés et avec une meilleure résolution pour éviter les confusions de marqueurs.

L'encombrement de la salle d'opération et le nombre de personnes autour de la scène de travail rend difficile la capture de tous les marqueurs et la reconstitution du modèle. Cette consta-

tation a écarté cette piste d'étude car la phase de traitement des données présente des difficultés énormes. La possibilité de recours à des interpolations pour corriger les défauts du modèle met en question la qualité des mesures et la précision des résultats.



FIGURE 2.7 – Set de marqueurs disposés sur le praticien

Ces expérimentations ont permis d'appréhender la chirurgie mini-invasive dans son contexte et d'explorer les différentes alternatives de protocole expérimental pour étudier les mouvements du praticien à travers le système Vicon. Nous avons cherché à répondre à deux questions :

- Doit-on suivre le mouvement du corps complet ou juste cibler une partie en contact direct avec la scène de travail.
- Quelles sont les conditions optimales en terme milieu d'étude, matériel et set de marqueurs à adopter pour bien caractériser le geste chirurgical.

D'après les constatations issues de cette phase préliminaire nous avons pu déduire que l'étude du geste chirurgical en ciblant soit le mouvement micro des doigts de la main ou macro de tout le corps se confronte à des difficultés techniques qui mettent en confusion la qualité des résultats. Le même problème se présente aussi dans le cas des captures en salle d'opération. En plus, on se pose la question si cette stratégie est la meilleure surtout qu'on a opté pour le suivi du corps de praticien sans se référer aux détails de la technique. En effet, l'acteur majeur des tâches de chirurgie mini-invasive sont les outils introduit dans le corps. Le suivi des mouvements de ces outils en contact direct avec l'organe traité permettra une reconstruction plus fidèle du geste médical.

3.3 Expérimentation sur pelvis-trainer

Dans cette partie, nous nous intéressons principalement à l'étude des mouvements des outils chirurgicaux. En effet, ils représentent le lien entre la main du praticien et l'organe traité

ce qui fait de leurs mouvements une variable importante dans le processus de l'anastomose. Afin d'éliminer les contraintes techniques pour une meilleur capture des mouvements, nous avons opté pour l'étude la tâche en dehors des contraintes des salles d'opération en exploitant la station d'apprentissage Pelvis Trainer. Cette isolation permet plus de liberté en temps et en espace dans la phase de capture et garantit une meilleure précision des résultats. Cette plateforme présentée dans la figure 2.8 reconstitue les composantes élémentaires d'une scène de chirurgie mini-invasive notamment plusieurs positions d'incisions, une caméra endoscopique avec la vidéo transmise sur l'écran et un organe artificiel pour opérer dessus.

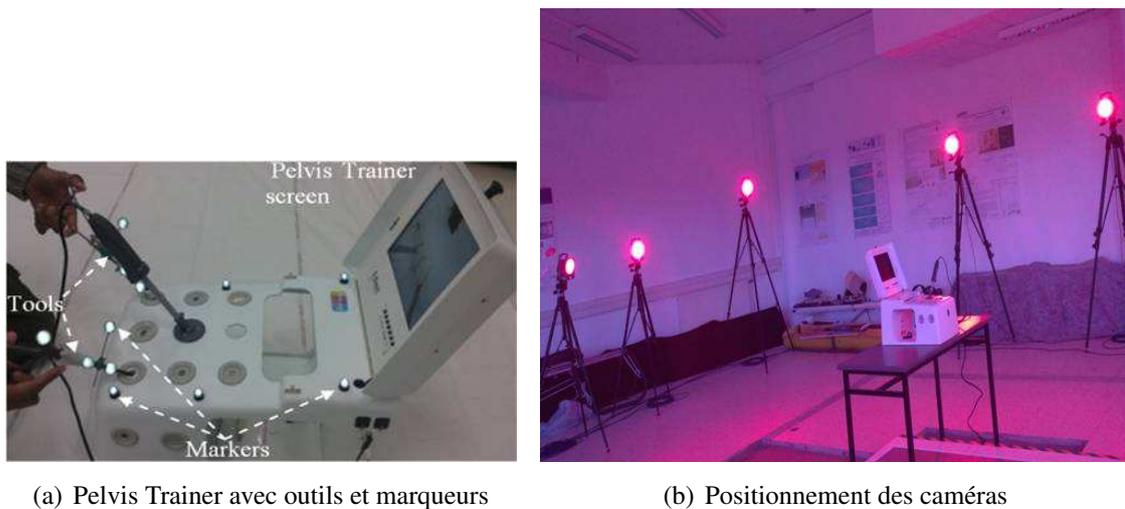


FIGURE 2.8 – Dispositif expérimental

3.3.1 Instrumentation

Grace au matériel d'apprentissage exploité, les différentes mesures sont effectuées dans la salle dédiée à la capture au sein du laboratoire. Ceci élimine déjà les contraintes de positionnement des caméras et des objets réfléchissant en salle d'opération (2.8).. Les outils sont utilisés par le praticien montré par la figure 2.9 sont au nombre de deux. Une pince à usage unique et un porte-aiguille. Le porte-aiguille permet de maintenir automatiquement l'effort de serrage de l'aiguille sans maintenir une pression avec les doigts grâce à un mécanisme de blocage. La pince, quant à elle, sert au maintien des organes et à la réception de l'aiguille pendant la suture. La tige de la pince est flexible (polymère) contrairement au porte-aiguille (inox) qui est beaucoup plus rigide. Le porte-aiguille est saisi par la main droite et la pince par la main gauche.

Pour suivre le mouvement en trois dimensions des outils, trois marqueurs sont disposés sur le porte-aiguille, deux dans l'axe de la tige (marqueurs percés par la tige) et un excentré permettant de mesurer sa rotation propre. La figure 2.9 montre aussi la disposition de ces marqueurs. La même figure présente aussi les quatre marqueurs positionnés sur la pince, trois pour les mou-



FIGURE 2.9 – Pince et porte-aiguille instrumentés avec des marqueurs réfléchissants

vements globaux de la pince et le quatrième sert à suivre le degré de liberté supplémentaire en rotation. Cette rotation est commandée par le praticien grâce à une molette. Les trois marqueurs sont disposés sur la tige, deux dans l'axe (marqueurs percés par la tige) et un excentré permettant de mesurer sa rotation propre. Le quatrième marqueur est disposé sur la poignée pour enregistrer les mouvements de la pince en entier. Lors de ces campagnes de mesure, nous nous sommes intéressés principalement au mouvement effectué par les outils chirurgicaux. Néanmoins, un set de marqueurs a été mis sur la partie supérieure du corps du sujet dans le but de constituer une représentation complète des mouvements mains-outils.

3.3.2 Population

TABLE 2.1 – participation aux sessions de capture de mouvement

N°	Sujet	Sexe	Expérience	Age estimé	Session 1	Session 2	Session 3
1	TSY	Masc	Interne	23		x	x
2	POD	Masc	Interne	23	x	x	x
3	G	Fem	Interne	23		x	
4	MB0	Fem	Interne	23	x	x	
5	MB	Masc	Interne	23	x		
6	JC	Masc	Expert	40	x	x	x
7	JD	Masc	Interne	23	x	x	
8	MJ	Fem	Interne	23	x	x	
9	AD	Fem	Interne	23	x	x	
10	SS	Fem	Interne	23	x	x	
11	CP	Masc	Expert	40	x		
12	CM	Masc	Expert	40	x		x
13	BSL	Masc	Expert	40	x		x
14	MT	Masc	Interne	23	x		
15	LA	Masc	Interne	23	x		
16	NL	Masc	Interne	23	x		
17	GB	Masc	Interne	23	x		

17 praticiens ont participé à l'étude, dont un expert en chirurgie mini-invasive vasculaire au CHU de Poitiers (sujet JC). Trois sessions d'enregistrement ont été réalisées. Le groupe est alors composé de :

- 5 femmes et 12 hommes
- 1 expert en cœliochirurgie vasculaire + 3 experts en cœliochirurgie non vasculaire.
- Age moyen: 27 ± 7

La table 2.1 détaille les différentes campagnes de mesures effectuées et les sujets qui y ont participé.

3.3.3 Déroulement des mesures

Comme évoquées précédemment, les captures de mouvement des praticiens sont effectuées en laboratoire en exploitant la station d'apprentissage Pelvis-Trainer. Le protocole expérimental consiste à effectuer une tâche d'anastomose sur une aorte artificielle. La figure 2.10 montre la disposition de la prothèse aortique avant le début de l'opération enregistrée. Les deux parties de la prothèse (gauche et droite) ne sont pas entièrement désolidarisées. Un premier point suivi de plusieurs nœuds permet de démarrer et réaliser une suture sans laisser entièrement libre les deux parties disjointes. Le fil utilisé pour commencer les sutures est déjà positionné et fixé (nœuds au bout du fil ou plot d'arrêt incorporé au bout du fil, Figure 2.10).

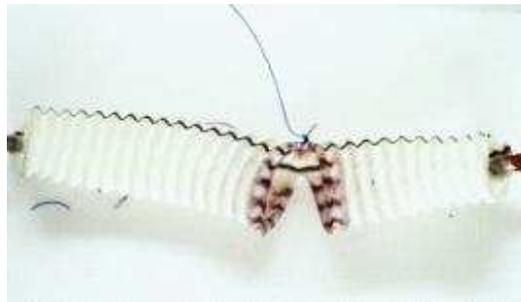


FIGURE 2.10 – Etat initiale de la prothèse aortique avant opération

Les différentes phases de cette technique sont présentées par la figure 2.11. La première consiste à un héli-surjet postérieur pendant laquelle les deux parties inférieures de la prothèse sont solidarisées. Chaque suture se fait en passant le fil de l'extérieur vers l'intérieur à travers la partie gauche de la prothèse. L'enregistrement de la réalisation de l'héli-surjet postérieur débute lorsque le praticien commence le premier point de suture en faisant pénétrer l'aiguille de l'intérieur vers l'extérieur de la partie droite de la prothèse (figure 2.11.a). Le point est réalisé en passant l'aiguille ensuite de l'extérieur vers l'intérieur de la partie gauche. Cette opération peut être accomplie sans desserrer le porte-aiguille ou en deux fois en passant l'aiguille du porte-aiguille à la pince après chaque passage à travers la membrane. Ce choix dépend de l'expérience du praticien et de la configuration courante de la prothèse, du fil et de l'aiguille. Un héli-surjet comprend pour cette dimension de prothèse entre 5 et 10 points de sutures. Une fois l'héli-surjet postérieur réalisé comme montre la figure 2.11.b, la suture est resserrée en tirant sur

l'extrémité du fil. Le praticien prend alors un nouveau fil pour l'hémi-surjet antérieur, (figure 2.11.c). L'enregistrement commence lorsque l'aiguille commence à traverser la membrane de l'extérieur vers l'intérieur de la partie droite des faces supérieures de l'aorte. L'hémi-surjet antérieur est réalisé de la même façon que le précédent mais les mouvements de suture sont plus faciles à réaliser compte tenu des difficultés d'accessibilité de la paroi postérieure (Figure 2.11.d). Le temps de réalisation de l'hémi-surjet antérieur est donc plus court bien que souvent le nombre de points soient plus important.



(a) Début Hémi-surjet postérieur



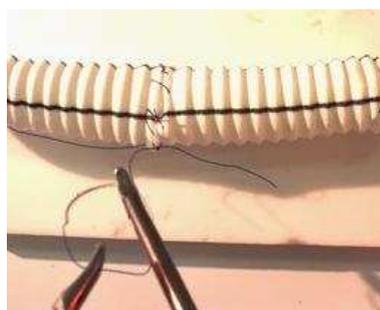
(b) Fin Hémi-surjet postérieur



(c) Début Hémi-surjet antérieur



(d) Fin Hémi-surjet antérieur



(e) Triple nœuds

FIGURE 2.11 – Séquence de réalisation d'une anastomose sur une prothèse d'aorte

La dernière phase de cette opération d'anastomose est un triple nœuds qui vient relier les deux fils utilisés chacun des hémi-surjet postérieur et antérieur. Les deux fils serrés sont ainsi

noués trois fois successives afin de garantir la liaison complète des deux parties de la prothèse. Cette tâche est montrée dans la figure 2.11.e.

3.3.4 Données collectées

L'étude expérimentale détaillée précédemment a permis, en plus de contact réel avec l'environnement de travail des chirurgiens, la constitution d'une base données composée principalement par :

- Les modèles et les sets des marqueurs adoptés lors des différentes phases notamment le modèle de la main et de corps complet ainsi que celui des outils utilisés.
- Les coordonnées 2D des marqueurs dans les repères de chaque caméra qui sont enregistrés dans un fichier x2d.
- Des vidéos de chaque opération étudiée.

Cette phase représente le premier maillon de cette étude expérimentale. En effet, un post-traitement est indispensable pour exploiter au mieux ces données et en extraire les informations qui nous seront utiles pour la caractérisation de la tâche chirurgicale.

4 Analyse des données

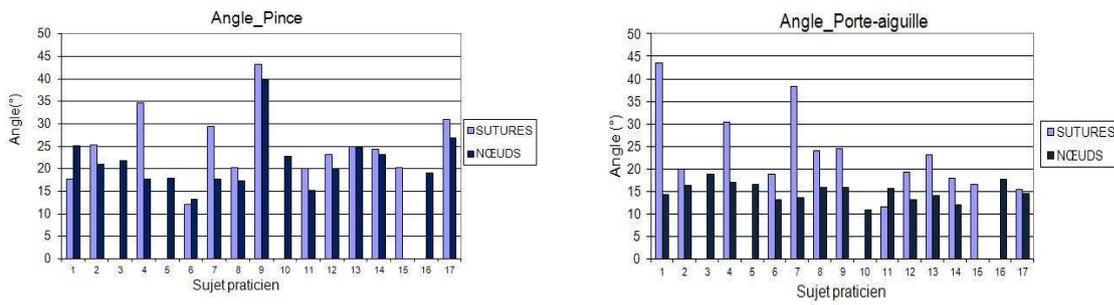
Cette partie du travail détaille la phase d'exploitation des données enregistrées lors de la capture de mouvements des praticiens. Elle s'effectue principalement sur le support logiciel Matlab associé à une boîte à outils b-tk destinée à cette application (Biomechanical ToolKit). Elle permet la récupération des différents repères de travail et des coordonnées des marqueurs enregistrés dans le référentiel de base. Comme montre la figure 2.11, l'opération d'anastomose est composée principalement de deux tâches élémentaires, la suture et le nœud. Chacune de ces tâches présente ses propres mouvements canoniques. Nous avons opté alors pour l'analyse de chacune à part afin d'aboutir à des résultats plus affinés.

4.1 Caractéristiques des mouvements étudiés

Lors du post-traitement, nous nous sommes intéressés, dans un premier temps, au comportement des outils dans l'espace de travail. En effet, une quantification de l'espace de travail de chaque outils et pour chaque tâche de suture ou de nœud est indispensable. Considérant que le point d'entrée est fixe (i.e. le point d'incision dans le corps), les outils évoluent alors dans un espace conique dont on essayera d'identifier ces paramètres dans la suite.

4.1.1 Nature de l'espace de travail

La figure 2.12 présente, pour chaque sujet, l'angle maximal effectué par rapport à la position initiale de l'outil lors des sutures et des nœuds. Cet angle est défini comme le demi-angle au sommet du cône dans lesquels évoluent l'outil lors de l'opération et dont l'axe est la position initiale de l'outil. La figure 2.14 reconstitue bien la scène de travail avec les deux espaces coniques dans lesquels évoluent les outils. Les différents constituants tels que l'écran de Pelvis-Trainner et les points d'incision fictifs y apparaissent.



(a) Angle max de la pince

(b) Angle max du porte-aiguille

FIGURE 2.12 – Angles maximaux effectués par rapport à la position initiale

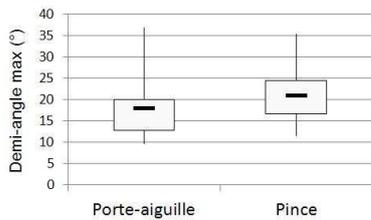


FIGURE 2.13 – Distribution de l'angle maximal de chaque outil

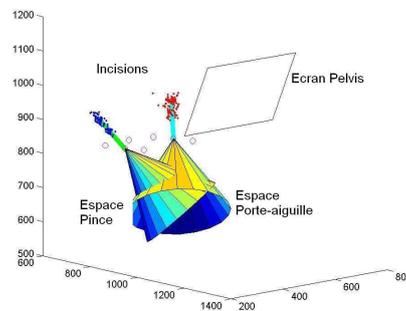


FIGURE 2.14 – Cônes de travail du sujet MB0

On note que les quelques données manquantes sont dues à la non disponibilité des sujets pour effectuer des mesures. Mis à part les sujets 4 et 9 pour la pince et 1, 4 et 7 pour le porte-aiguille, le reste des praticiens présente des performances très proches même pour les débutants. Cette constatation est confirmée par la figure 2.13 qui montre une condensation des valeurs des angles pour les deux outils dans des plages réduites. Néanmoins, on remarque bien que l'espace dans lequel évolue le porte-aiguille est plus important que celui de la pince comme le montre la figure 2.14. Ceci peut être expliqué par le fait que le porte-aiguille joue un rôle principal dans

les opérations de suture. Il exploite un espace large notamment lors du serrage du fil tandis que la pince occupe un rôle de soutien dans le voisinage de la prothèse.

4.2 Hauteur du cône de travail

La deuxième caractéristique à étudier pour l'espace de travail du chirurgien est la hauteur du cône. Elle n'est autre que la distance maximale effectuée entre l'extrémité de l'outil et le point d'incision durant la tâche étudiée. La figure 2.15 montre les distances réalisées par de chaque praticien pour les deux tâches de suture et de nœud. Les performances ne représentent pas de discontinuité et restent au voisinage d'une valeur moyenne de 240 mm pour le porte-aiguille et de 225 mm pour la pince. La figure 2.16 montre que l'écart de performance n'est pas très grand vu que la distribution caractéristique est contenu dans un espace de 20mm. Ceci est justifié car les extrémités des outils travaillent principalement dans la zone coupée de la prothèse.

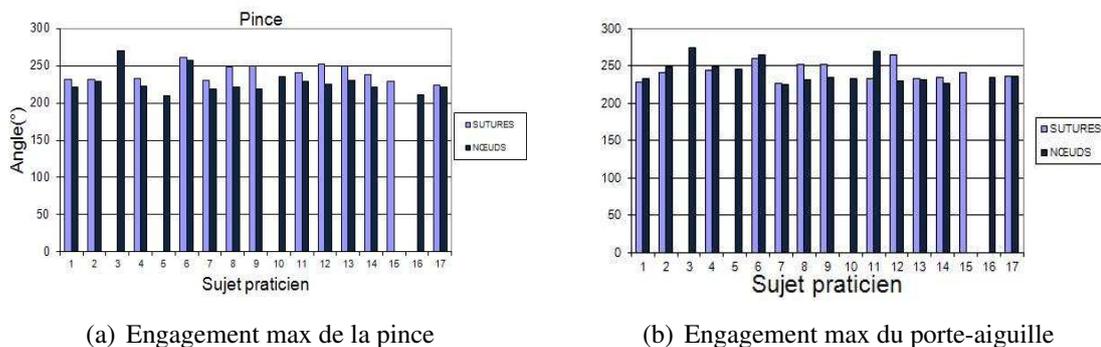


FIGURE 2.15 – Engagement maximums des extrémités des outils par rapport au point d'incision

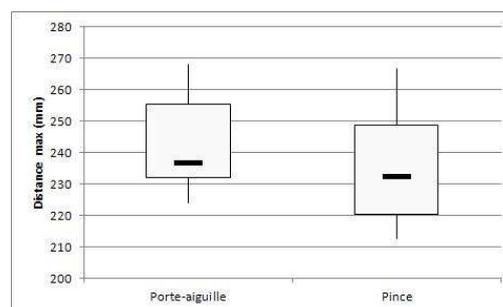


FIGURE 2.16 – Distribution de la hauteur du cône de travail pour chaque outil

4.3 Taux d'utilisation des outils

Le taux d'utilisation d'un outil par rapport à l'autre permet de quantifier leurs participations à la réalisation des tâches et évaluer l'aisance avec laquelle le chirurgien les utilise. En effet,

on a toujours plus tendance à utiliser l'outil que l'on maîtrise et avec lequel on a une bonne tenue. Le calcul de ce taux d'utilisation passe par la détermination des distances parcourues par chaque outils lors de la tâche chirurgicale. La figure 2.17 montre alors les mesures en mètre de ces distances pour les deux opérations de suture et de nœud. La longueur de ces distances est importante par rapport à la tâche qui s'effectue dans un petit espace vue la répétitivité des mouvements. On constate aussi l'écart entre ces distances pour les deux tâches élémentaires de sutures et de nœud. Les meilleurs performances pour ce paramètre sont enregistré par le praticien expert " JC " ; ceci confirme non seulement sa maîtrise des outils mais aussi le caractère optimisé de ces mouvements. Cette maîtrise est encore justifiée par la figure 2.18 qui dresse le taux d'utilisation de la pince par rapport au porte-aiguille dont le calcul est régi par l'équation 1.

$$Taux = \frac{Distance_{pince} * 100}{Distance_{totale}} \quad (1)$$

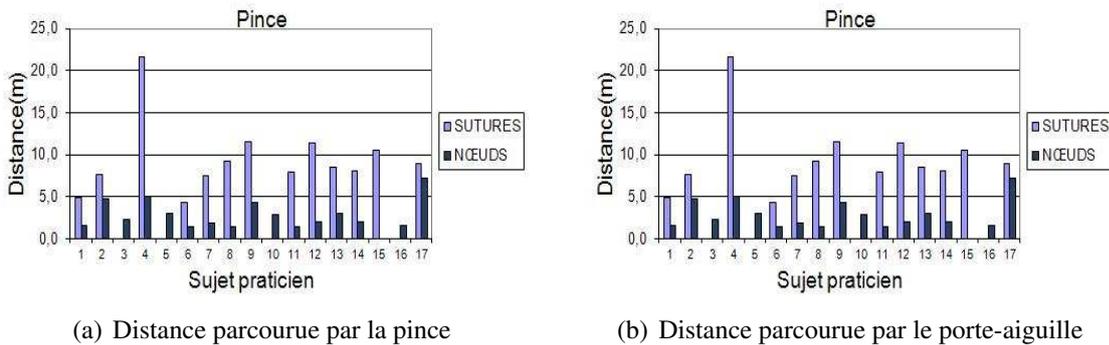


FIGURE 2.17 – Distance parcourue par les outils lors durant les tâches se suture et du nœud

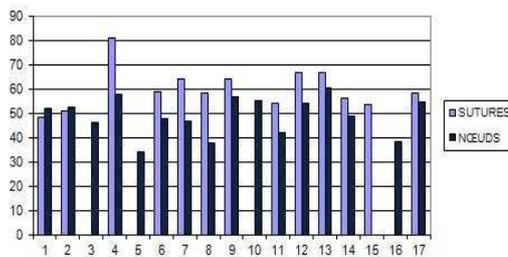


FIGURE 2.18 – Taux d'utilisation de la pince par rapport à la rapport au porte aiguille

4.4 caractéristiques cinématiques

La deuxième partie de cette analyse concerne les cinématiques des mouvements des chirurgiens participants à la campagne des mesures. Nous étudions alors les performances cinématiques de ces praticiens en termes de temps d'exécution et de vitesse d'élaboration des tâches.

4.4.1 Temps d'exécution des tâches

Le traitement des données capturées nous a permis de dresser une image sur les temps pris par chaque praticien pour exécuter une tâche de suture ou de nœud. La figure 2.19 montre les résultats pour chacun des chirurgiens. La suture, étant la tâche la plus longue, prend plus de temps que les nœuds. Le temps moyen global est de 200s pour les sutures et de 67s pour les nœuds. Néanmoins, on remarque que le temps pris par l'expert " JC " et nettement inférieur aux autres chirurgiens vu sa maîtrise de l'opération. Ceci est mis en évidence par la figure 2.20 qui présente une distribution générale de ces performances. La disposition de la valeur médiane en bas de la boîte confirme la dissymétrie des mesures.

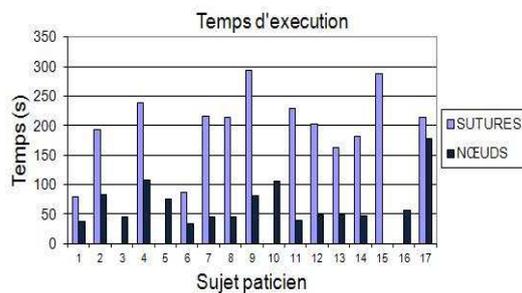


FIGURE 2.19 – Temps d'exécution des opérations de suture et de nœud

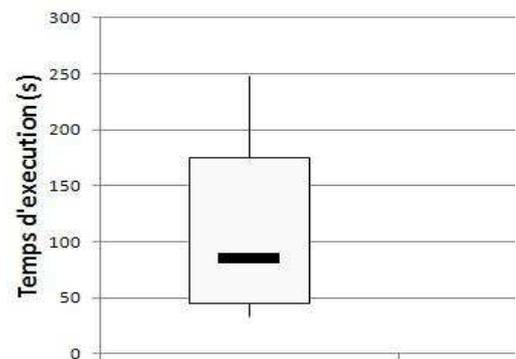
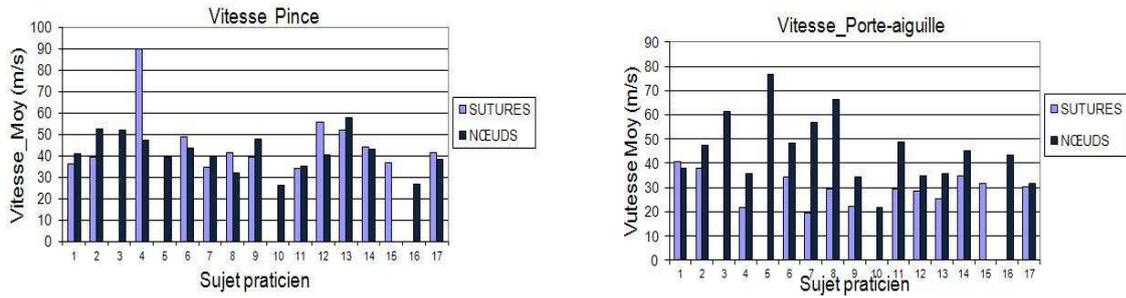


FIGURE 2.20 – Distribution des performances des praticiens

4.4.2 Vitesse d'exécution des tâches

La figure 2.21 montre les performances des sujets en terme de vitesse d'utilisation des outils en mm/s. On remarque que les valeurs de ces vitesses sont plus fluctuantes pour le porte-aiguille puisqu'il représente l'outil le plus utilisé. La tâche de nœud présente une vitesse plus grande par rapport à la suture vu sa période limitée. En effet la durée plus grande des sutures et la continuité de la tâche diminuent la vitesse moyenne d'action des chirurgiens. La fluctuation est moindre dans le cas de la pince comme indique la figure 2.22 avec une représentation condensée et symétrique.



(a) Vitesse moyenne d'utilisation de la pince (b) Vitesse moyenne d'utilisation du porte-aiguille

FIGURE 2.21 – Vitesse moyenne d'exécution des tâches chirurgicales

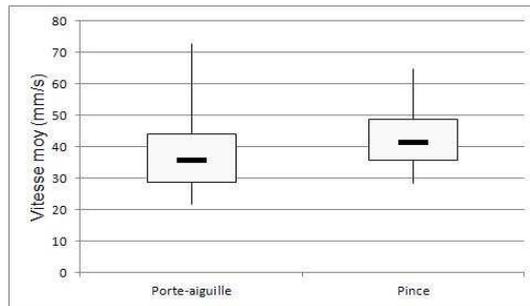


FIGURE 2.22 – Distribution globale des vitesses d'exécution des tâches

4.5 Interprétations et caractéristiques adoptées

Une vision globale des différents paramètres traités lors de cette étude montre que les différences de niveau de technicité entre les sujets deviennent plus remarquables quand on introduit la notion de temps. En effet, les espaces de travail balayés par les sujets ne présentent pas des gros écarts même pour l'expert tandis que la différence devient remarquable au niveau de temps d'élaboration de la tâche. Cette constatation nous a mené à adopter les performances de l'expert comme base pour le reste de nos travaux. La figure ?? présente une reconstitution de ces mouvements. La figure ?? montre la reconstitution de ces espaces de travail de l'expert. Le premier cône correspondant à la pince est d'un demi angle au sommet de 17 °, le deuxième correspond au porte aiguille et d'un angle de 26 °.

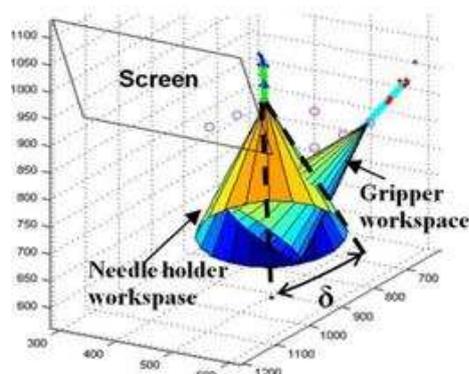


FIGURE 2.24 – Espace de travail de l'expert : porte aiguille(gauche) et de la pince (droite)

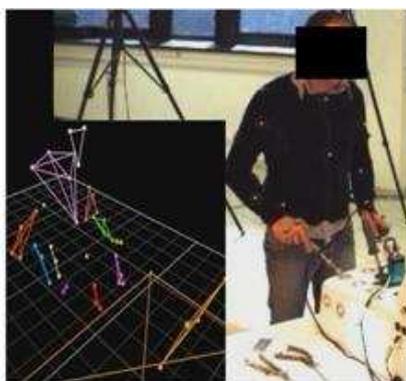


FIGURE 2.23 – Réconstitution du chirurgien expert

5 Conclusion

L'étude expérimentale présentée dans ce chapitre a permis de quantifier plusieurs paramètres afin de dresser l'espace de travail nécessaires pour la tâche d'anastomose. Nous avons en premier temps testé les différents protocoles possibles pour exploiter le système de capture de mouvement Vicon. L'utilisation d'une station d'apprentissage Pelvis-trainer en salle d'acquisition à été enfin adopté. Dans un deuxième temps, nous avons expliqué la technique de suture et nœud étudiée ainsi que procédure expérimentale suivie pour la caractériser. A l'issue de la phase de capture et de traitement des données, le caractère conique de l'espace de travail à été justifié ainsi que l'identification de plusieurs de ces paramètres tels que le demi angle au sommet, sa profondeur et les taux d'utilisation des outils. L'étude de la cinématique des gestes chirurgicaux a montré la différence entre les performances des sujet débutants et l'expert ce qui nous a mené à adopté les performances de ce dernier comme base pour notre travail suivant qui exploitera les résultats expérimentaux afin de générer une architecture mécanique adéquate pour l'application de chirurgie mini-invasive.

Architecture parallèle sphérique

Sommaire

1	Introduction	48
2	Choix de l'architecture de l'interface haptique	48
2.1	Choix de la structure	48
2.1.1	Architectures séries	49
2.1.2	Architectures parallèles	49
2.1.3	Architectures mixtes	49
2.2	Architecture adoptée	49
3	Etude cinématique	52
3.1	Paramétrage et mise en équations	52
3.1.1	Position de référence	52
3.2	Formulation du modèle de l'architecture parallèle sphérique	55
3.3	Résolution du Modèle Géométrique Direct	55
3.3.1	Résolution directe	55
3.3.2	Résolution par Newton-Raphson	56
3.4	Résolution du Modèle Géométrique Inverse	60
3.4.1	Résolution directe	61
3.5	Modèle cinématique	63
3.5.1	Ecriture du modèle	63
3.5.2	Singularités	64
4	Optimisation dimensionnelle	66
4.1	Algorithme génétique	66
4.1.1	Principe	67
4.1.2	Procédure	67
4.2	Modélisation de l'espace cible	68
4.3	Optimisation de l'espace de travail	69

4.4	La dextérité	71
5	Conception du mécanisme	74
5.1	Structure du Bâti	74
5.2	Structure des membrures proximales	74
5.3	Structure des membrures distales	75
5.4	Structure de la plateforme	75
6	Influence des erreurs de fabrication	76
6.1	Torseurs des petits déplacements	76
6.2	Erreur de fabrication pour un Lien R-R	77
6.3	Torseur des erreurs opérationnels	79
6.4	Les équations de fermeture de chaînes	80
6.5	Calcul de l'erreur d'orientation de l'organe terminal	81
6.5.1	Données des erreurs de fabrication	81
6.5.2	Erreur d'orientation de l'organe terminal	82
7	Conclusion	83

Résumé.

1 Introduction

L'étude du geste chirurgical effectuée dans le chapitre précédent nous a permis de formuler un cahier des charges des besoins cinématiques et techniques que doit satisfaire l'interface haptique qu'on souhaite synthétiser. En effet, ce dispositif devrait fournir les quatre degrés de liberté nécessaires pour l'application, satisfaire la contrainte de centre fixe de rotation liée au point d'entrée de l'outil chirurgical, permettre l'accès à l'espace de travail nécessaire pour le bon déroulement de la tâche et enfin garantir un niveau de rigidité, de précision et de dextérité élevé lors de sa manipulation.

Le choix de l'architecture mécanique apte à répondre aux exigences est alors primordial dans cette phase d'étude. Dans ce sens, nous présentons dans ce chapitre l'architecture parallèle sphérique adoptée pour notre interface haptique ainsi que ses caractéristiques géométriques et topologiques. Nous détaillons dans une deuxième partie l'étude géométrique et cinématique de notre solution afin d'explorer son espace de travail et les zones de singularités. On procède dans une troisième partie à une phase d'optimisation basée sur l'algorithme génétique afin d'aboutir à une structure optimale pour notre application. La quatrième partie détaille l'effet des erreurs de fabrication sur le comportement de l'architecture parallèle sphérique afin d'identifier le taux admissible de ces défauts pour lequel la dextérité du mécanisme reste acceptable. On présente aussi les solutions isostatiques possibles pour notre mécanisme. La dernière partie concerne la conception et la réalisation de l'interface haptique et les solutions technologiques choisies pour sa mise en œuvre. Le premier prototype de la structure est ainsi présenté.

2 Choix de l'architecture de l'interface haptique

Le choix de l'architecture adapté à l'application chirurgicale ciblée par notre travail passe par une première phase pour fixer la nature de la structure à utiliser, une deuxième phase est le choix de la topologie du mécanisme.

2.1 Choix de la structure

On peut distinguer trois types de structure selon le type et l'agencement des chaînes cinématiques: sérielles, parallèles et mixtes qui combinent les deux précédentes(?). Ces architectures diffèrent par la complexité de leur chaînes cinématiques définies comme un ensemble de corps rigides unis par des liaisons cinématiques inférieures (principalement prismatiques ou rotoïdes).

2.1.1 Architectures séries

La structure série est caractérisée par une chaîne cinématique ouverte, elle est la plus réputée et utilisée dans les applications industrielle (3.1.a). En effet, elle représente une solution simple à modéliser et permet d’avoir un espace de travail volumineux, une bonne résolution et une capacité d’appliquer des efforts importants;

2.1.2 Architectures parallèles

Les robots parallèles sont constitués de chaînes cinématiques fermées (3.1.b). Un robot parallèle est composé d’une base fixe et d’une plateforme mobile. La plateforme est reliée à la base par des jambes. Il y a deux types de liaisons dans un robot parallèle : les liaisons actives et les liaisons passives. Les liaisons actives sont des liaisons actionnées. Le mouvement relatif de ces liaisons est imposé par les actionneurs, tandis que les liaisons passives ne sont pas actionnées, leurs mouvements dépendent du mouvement global de la structure.

2.1.3 Architectures mixtes

Une structure mixte combine plusieurs structures parallèles et séries ensemble afin d’aboutir à un mécanisme offrant plus d’avantages cinématiques(3.1.c). Une des principales caractéristiques des structures mixtes est qu’elles permettent un découplage des ddl ce qui facilite la modélisation du système.

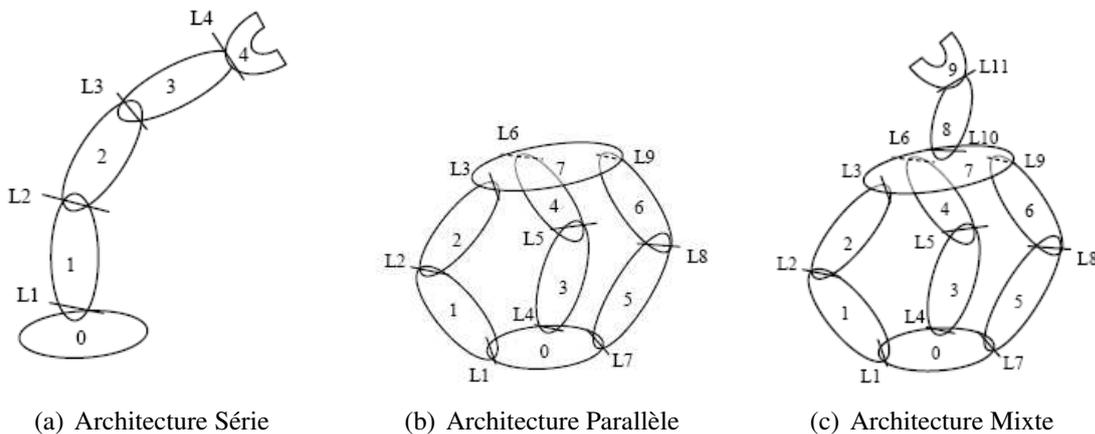


FIGURE 3.1 – Différents types de structures mécaniques

2.2 Architecture adoptée

Il est intéressant de comparer les différentes architectures concurrentes pour le système à concevoir, principalement les parallèles et les sérielles. En effet, plusieurs chaînes cinématiques

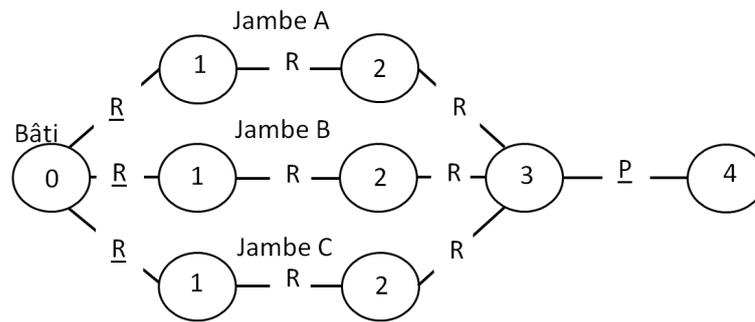


FIGURE 3.2 – Topologie de la structure

en parallèle ont plusieurs avantages majeurs par rapport à une seule chaîne ouverte. D'abord, la rigidité du manipulateur s'en trouve amélioré d'où une précision et une répétabilité meilleure. Dans une architecture sérielle, les actionneurs sont intégrés sur chaque maillon mobile de la chaîne. Ainsi, l'inertie globale du mécanisme augmente et le dimensionnement de chaque moteur doit prendre en compte le poids supplémentaire des actionneurs qui le succèdent. Cet inconvénient se trouve éliminé dans le cas des manipulateurs parallèles vu que les actionneurs sont immobiles et lié au bâti du mécanisme, ceci améliore par conséquent les performances en terme de vitesse et de précision ainsi que la charge maximale supportée.

L'étude du geste chirurgical a montré une combinaison de quatre degrés de liberté, trois rotation pour fixer l'orientation de l'outil et une translation pour contrôler son engagement et son déengagement dans le corps du patient. La nature de ce mouvement permet un découplage entre l'orientation et la position de l'extrémité de l'outils. Le centre fixe de rotation situé au point de l'incision représente aussi une caractéristique majeure de cette application. Le mouvement évolue ainsi sur une portion de sphère autour de son centre fixe. Afin de profiter des avantages des structures parallèles et sérielles en même temps, on propose une architecture hybride composée d'une structure parallèle sphérique permettant de générer les trois rotation de l'outils et sur sa plateforme vient s'imbriquer en série le dernier ddl de translation. La figure 3.2 montre la topologie de l'architecture proposée, la base parallèle est composée de trois jambes reliant le bâti à la plateforme mobile. Les liaisons sont toutes rotoïdes et seules celles sur la base qui sont actionnées tel est le principe des manipulateurs parallèles. Une liaison prismatique actionnée est liée à la plateforme mobile pour aboutir à l'organe effecteur du mécanisme.

La figure 3.3 de la structure parallèle sphérique 3-RRR représentant la partie parallèle de la topologie adoptée pour constituer la plateforme de l'interface haptique. L'architecture assure les trois rotations nécessaires pour l'application étudiée. On distingue les trois jambes parallèles liant le bâti à la plateforme mobile. Chaque jambe est constituée de deux branches identiques, une proximale et une distale couplées par une liaison rotoïde. Les axes de toutes les liaisons de l'architecture sont concourants en un seul point qui est le centre de rotation de la structure et qui illustre l'analogie avec le centre de l'incision de l'application chirurgicale. La forme du bâti

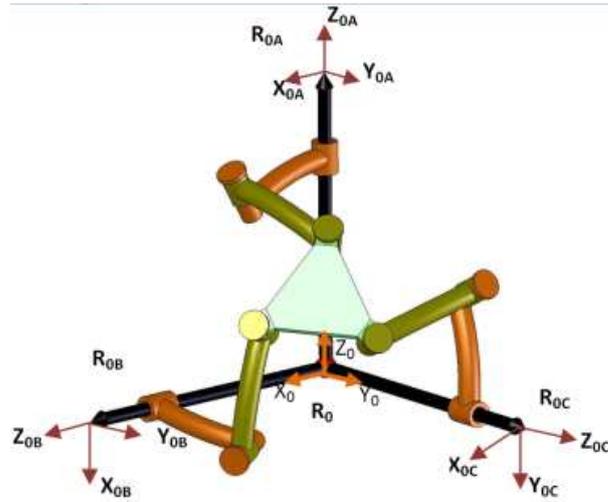


FIGURE 3.3 – Architecture parallèle sphérique

est déterminée par le positionnement des liaisons rotoïdes. La position relative des axes de ces liaisons est donnée par des angles de 90° . Les axes des moteurs Z_{0A} , Z_{0B} , Z_{0C} forment alors un repère orthonormé direct.

La forme des branches est un arc de cercle dont l'angle au centre définit l'encombrement de la structure. Les liaisons sur le bâti seront actionnées afin mettre en œuvre les efforts ressentis par l'utilisateur. Le reste des liaisons au niveau des branches et de la plateforme sont passives. Les angles entre les axes de ces articulations sont de 90° . Ces axes, ainsi que les axes de toutes les articulations sont concourants en un seul point qui constitue le centre de rotation de la rotule équivalente à l'architecture.

Trois bases orthonormées $(O, Z_{1k}, Z_{2k}, Z_{3k})$ sont associées aux trois pivots actionnés, $k=A,B,C$. A, B et C réfèrent aux trois branches de la structure parallèle. Les repères R_{0B} et R_{0C} liées respectivement aux moteurs de la deuxième et la troisième branche sont obtenues respectivement par une rotation Rot_{0B} de $\Pi/2$ autour de l'axe X_0 et une rotation Rot_{0C} de $-\Pi/2$ autour de l'axe Y_0 . Pour la première Branche A, le repère R_{0A} utilisé est identique au repère de base R_0 , la matrice de passage est donc l'identité.

La figure 3.4 montre le paramétrage géométrique de l'une des trois branches de l'architecture étudiée. Les axes Z_{1k} et Z_{2k} sont les axes respectifs des rotoïdes proximaux et distaux. Les bases orthonormées correspondantes sont définies par les triplet unitaire (Z_{ik}, Z_{ik}, Z_{ik}) , i dans 1,2,3 et k dans A,B,C.

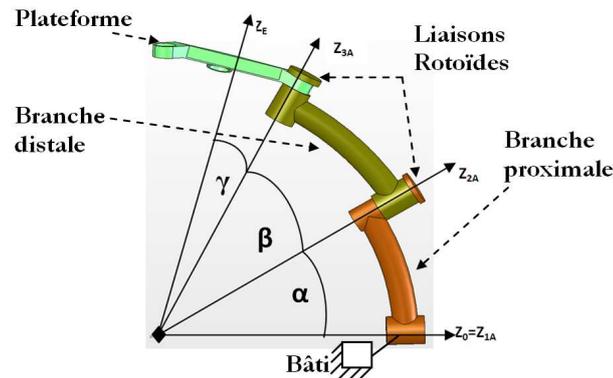


FIGURE 3.4 – Paramétrage géométrique d'une branche sérieuse sphérique

3 Etude cinématique

3.1 Paramétrage et mise en équations

Le bon choix du paramétrage pour décrire la géométrie de l'architecture parallèle sphérique adoptée pour notre application permet d'aboutir à des expressions plus claires et faciles des équations régissant le mécanisme. Dans ce but on utilise pour la notation des jambes du manipulateur les lettres A, B et C et les chiffres 1,2,3 pour noter les articulations de chaque jambe.

3.1.1 Position de référence

La position de référence décrit la situation du manipulateur à son état zéro (Homing). Dans notre étude, on se base sur le paramétrage suivant :

- Jambe A : liaison 1 d'axe Z, le zéro de θ_{1A} correspond au plan (O,Z,Y)
- Jambe B: liaison 1 d'axe X, le zéro de θ_{1B} correspond au plan (O,Z,X)
- Jambe C: liaison 1 d'axe Y, le zéro de θ_{1C} correspond au plan (O,X,Y)

L'architecture parallèle sphérique présente huit modes opératoires ou modes d'assemblage. Chaque mode dépend du positionnement dans chaque jambe de la branche distale par rapport à la branche proximale fixé au choix au montage caractérisé par la deuxième liaison rotoïde qui est passive. Deux possibilités se présentent :

- Coude bas : l'angle θ_{2k} entre les deux branches est supérieur à 90°
- Coude haut: l'angle θ_{2k} entre les deux branches est inférieur à 90°

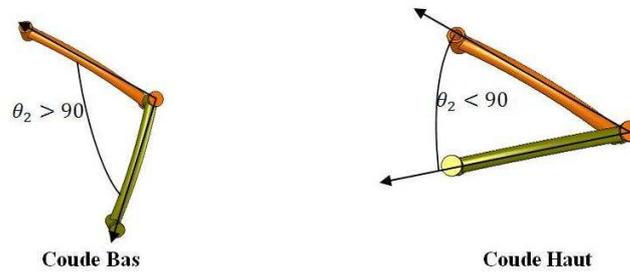


FIGURE 3.5 – Positions relatives des branches

Les huit modes représentent ainsi les différentes combinaisons de ces postures montrées dans le tableau 3.1 :

TABLE 3.1 – Les modes d’assemblage du SPM

Mode	Jambe C	Jambe C	Jambe C
1	Coude bas	Coude bas	Coude bas
2	Coude haut	Coude bas	Coude bas
3	Coude bas	Coude haut	Coude bas
4	Coude haut	Coude haut	Coude bas
5	Coude bas	Coude bas	Coude haut
6	Coude haut	Coude bas	Coude haut
7	Coude bas	Coude haut	Coude haut
8	Coude haut	Coude haut	Coude haut

Pour notre mécanisme, on a testé les deux configurations symétriques de façon à avoir le même positionnement pour les trois jambes. Ceci correspond aux modes 1 et 8.

- **configuration 1** La figure suivante montre la posture du mécanisme à l’état zéro et l’orientation des différents axes des liaisons. Le mode correspondant est : coude bas-coude bas-coude bas

Dans cette configuration les axes Z_{1A} et Z_{3B} , Z_{1B} et Z_{3C} , Z_{1C} et Z_{3A} sont deux à deux coplanaires et se trouvent dans les plans médians des plans respectifs (O, X_0, Y_0) , (O, Z_0, Y_0) , (O, X_0, Z_0) comme l’indique la figure 3.6 .

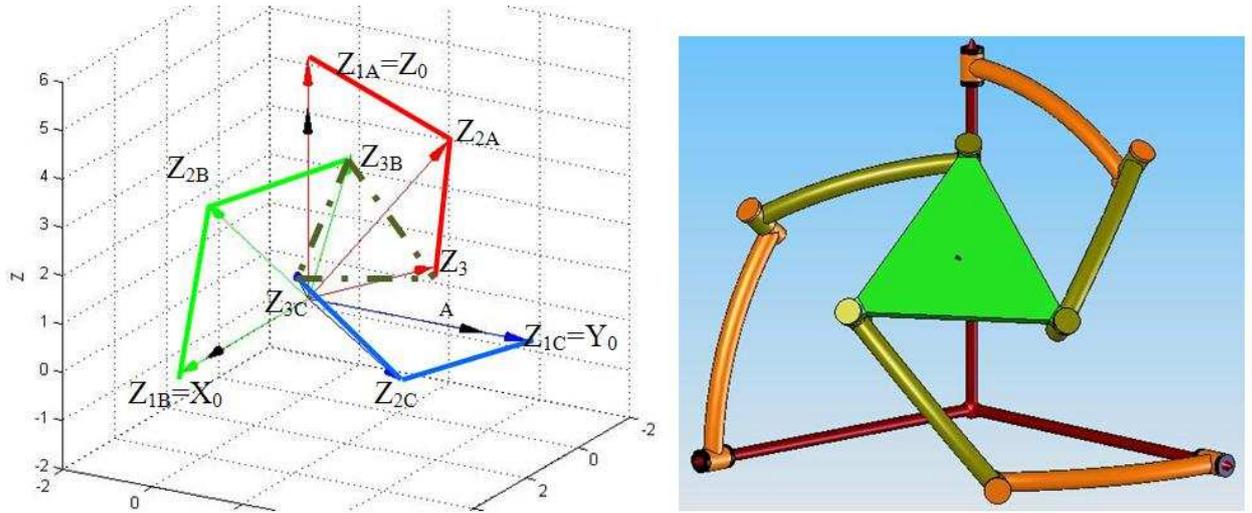


FIGURE 3.6 – Configuration 1 de référence

A $t=0$, on a alors:

$$\begin{aligned} \theta_{1A} = \theta_{1B} = \theta_{1C} = 0; \theta_{2A} = \theta_{2B} = \theta_{2C} = -50^\circ; \theta_{3A} = \theta_{3B} = \theta_{3C} = -98.5^\circ \\ \psi = 135.04^\circ; \theta = 54.73^\circ; \varphi = -32.38^\circ \end{aligned} \quad (1)$$

- **configuration 2** La deuxième configuration correspond au mode 8 avec coude haut-coude haut-coude haut: Dans cette configuration les axes Z_{1A} et Z_{3A} , Z_{1B} et Z_{3B} , Z_{1C} et Z_{3C} sont deux à deux coplanaires et se trouvent dans les plans médians des plans respectifs (O, X_0, Y_0) , (O, Z_0, Y_0) , (O, X_0, Z_0) comme l'indique la figure 3.7 .

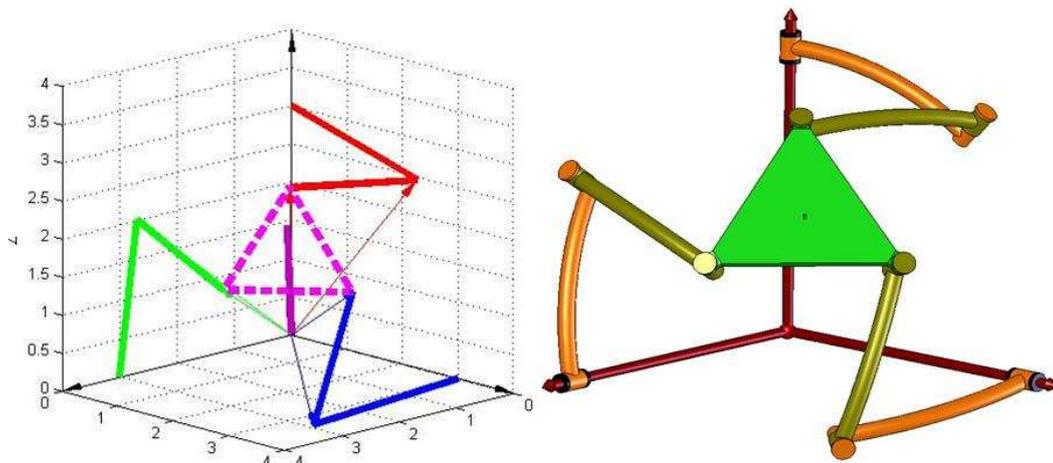


FIGURE 3.7 – Configuration 2 de référence

A $t=0$, on a alors:

$$\begin{aligned} \theta_{1A} = \theta_{1B} = \theta_{1C} = 11.83^\circ; \theta_{2A} = \theta_{2B} = \theta_{2C} = -117.27^\circ; \theta_{3A} = \theta_{3B} = \theta_{3C} = -71.03^\circ \\ \psi = -44.97^\circ; \theta = 54.73^\circ; \varphi = -32.38^\circ \end{aligned} \quad (2)$$

3.2 Formulation du modèle de l'architecture parallèle sphérique

3.3 Résolution du Modèle Géométrique Direct

Le modèle géométrique d'un robot, consiste à écrire les relations entre les variables articulaires actives et la configuration de l'organe terminal. On appelle modèle géométrique direct, le modèle qui permet de donner la position et l'orientation de l'organe terminal en fonction des variables articulaires actives. Le modèle géométrique direct est simple à obtenir dans le cas des robots sériels, ce qui n'est pas le cas avec les structures parallèles.

3.3.1 Résolution directe

Les variables articulaires pour ce mécanisme sont les angles de rotation des liaisons rotoïdes ($\theta_i, i = 1, 2, 3$). Le vecteur des variables articulaires q est donné par:

$$q = [\theta_1 \theta_2 \theta_3]^T \quad (3)$$

Pour déterminer le modèle géométrique direct, nous adoptons le paramétrage de Denavit Hartenberg (D-H) modifié présenté dans le tableau 3.2. On établit ensuite les matrices de passages entre les repères liés aux corps successifs.

TABLE 3.2 – Paramétrage DH

i	d_{i-1}	r_i	α_{i-1}	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	0	0	α_1	θ_2
3	0	0	α_2	θ_3

Le vecteur de position de l'organe terminal est donné par l'équation

$$\begin{cases} P_1x = f(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \\ P_1y = f(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \\ P_1z = f(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \end{cases} \quad (4)$$

Ce vecteur constitue le MGD de la structure sérielle sphérique détaillée alors par l'équation suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l}
 p_{1x} = (-\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2\cos\alpha_1)\sin\theta_3 + \\
 (-\cos\theta_1\sin\theta_2 - \sin\theta_1\cos\theta_2\cos\alpha_1)\cos\theta_3\cos\alpha_2 \\
 + \sin\theta_1\sin\alpha_1\cos\theta_3\sin\alpha_1)\sin\beta + \\
 (-(-\cos\theta_1\sin\theta_2) - \sin\theta_1\cos\theta_2\cos\alpha_1)\sin\alpha_2 + \\
 \sin\theta_1\sin\alpha_1\cos\alpha_2 R\cos\beta \\
 p_{1y} = -(-(\sin\theta_1\cos\theta_2 + \cos\theta_1\sin\theta_2\cos\alpha_1) \\
 \sin\theta_3 + (-\sin\theta_1\sin\theta_2 + \cos\theta_1\cos\theta_2\cos\alpha_1) \\
 \cos\theta_3\cos\alpha_2 - \cos\theta_1\sin\alpha_1\cos\theta_3\sin\alpha_2)R\sin\beta \\
 + (-(-\sin\theta_1\sin\theta_2 + \cos\theta_1\cos\theta_2\cos\alpha_1)\sin\alpha_2 - \\
 \cos\theta_1\sin\alpha_1\cos\alpha_2)R\cos\beta \\
 p_{1z} = -(-\sin\theta_2\sin\alpha_1\sin\theta_3 + \cos\theta_2\sin\alpha_1\cos\theta_3\cos\alpha_2 + \\
 \cos\alpha_1\cos\theta_3\sin\alpha_2)R\sin\beta + (-\cos\theta_2\sin\alpha_1\sin\alpha_2 + \\
 \cos\alpha_1\cos\alpha_2)R\cos\beta
 \end{array} \right. \quad (5)$$

Ce système reste néanmoins non linéaire et très difficile à résoudre par les méthodes classiques. Même dans le cas de convergence à un résultat pour quelques postures, le temps de calcul est très long. On se confronte aussi au problème de non unicité de la solution qui nécessite de mettre en place un critère de choix pour la solution adoptée.

3.3.2 Résolution par Newton-Raphson

La situation précédente nous a mené à chercher dans les sens des méthodes d'analyse numériques capables de résoudre les systèmes non linéaires. La méthode de Newton-Raphson est une alternative porteuse. La stratégie consiste à construire une bonne approximation de la solution du système décrivant le modèle géométrique direct de la structure parallèle sphérique. Pour cela, partant d'un point x_0 que l'on choisit de préférence proche de la solution à trouver on approche le problème à un système de premier degré, on le considère alors à peu près égal au système composé par les tangentes en ce point comme montré dans la figure 3.8. Partant de là, pour trouver la solution du système approximé, il suffit de calculer l'intersection des tangentes avec l'axe des abscisses. On obtient alors un point x_1 qui en général a de bonnes chances d'être plus proche du vrai zéro du système que le point x_0 précédent. Par cette opération, on peut donc espérer améliorer l'approximation par itérations successives : on approche à nouveau la fonction par sa tangente en x_1 pour obtenir un nouveau point x_2 . Formellement, on part d'un point x_k appartenant à l'ensemble de définition de la fonction et on construit par récurrence la suite :

$$x_{k+1} = x_k + S(x_k)/J \quad (6)$$

Où J la matrice jacobéenne. Le point x_{k+1} est la solution initiale suivante. Cette méthode de Newton-Raphson codé sous Matlab nous a permis de résoudre le système efficacement et récupérer l'orientation de la plateforme pour chaque triplet d'angles injectés dans les articulations actives. La posture précédente comme solution initiale pour la position suivante permet de

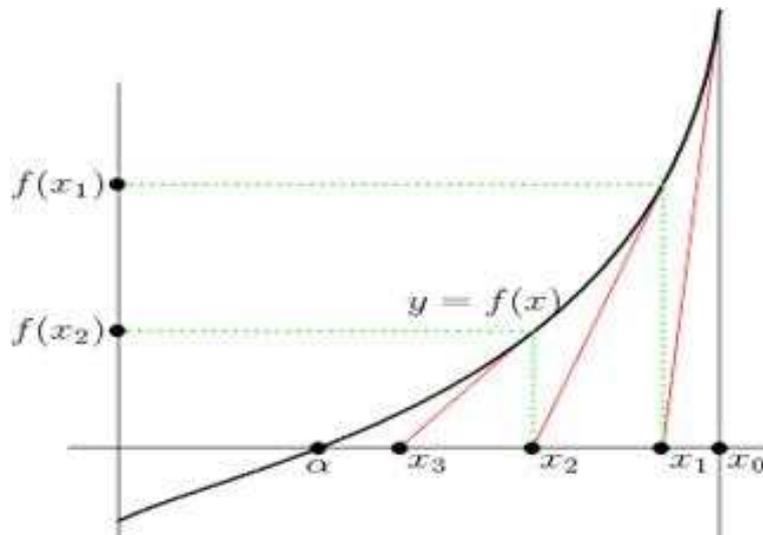


FIGURE 3.8 – Methode de Newton-Raphson

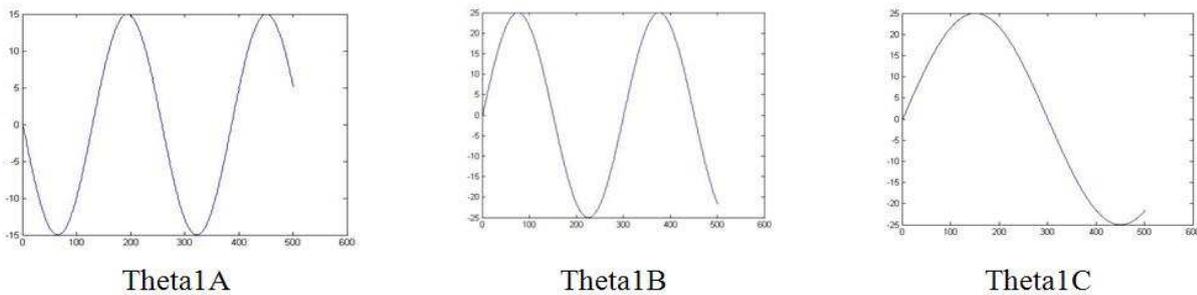


FIGURE 3.9 – Mouvement injecté

converger rapidement vers une solution au voisinage de la posture initiale qui est forcément la bonne vue la continuité du mouvement. Cette stratégie nous permet aussi d'éviter le problème de non unicité de solution pour le MGD qui dépend du mode d'assemblage et de l'intervalle de recherche des solutions. En effet, on reste toujours avec le même mode d'assemblage et on arrive aussi à converger vers la posture ayant la bonne rotation propre φ grâce au fait qu'on effectue un échantillonnage de point à faible période (2ms) et donc on reste au voisinage proche de la solution initiale.

Résultats

Pour valider notre algorithme, nous avons opté à un test des résultats sur une trajectoire arbitraire de la plateforme générée en injectant des profils d'angle à amplitudes et fréquences différentes sur les articulations actives. La figure 3.9 montre les profils injectés sur 10s de mouvement.

En utilisant l'algorithme adopté, on a calculé les postures (ψ, θ, φ) correspondantes à chaque position sur un pas de temps de 0,2ms. On a calculé ainsi 500 points. La figure 3.10 montre

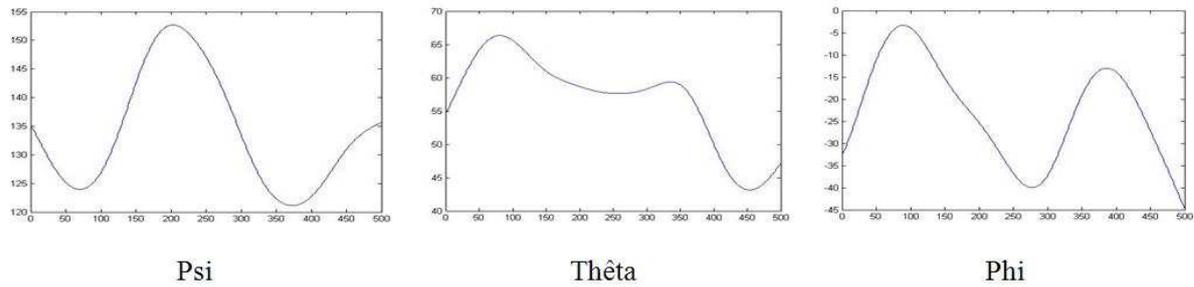


FIGURE 3.10 – Résolution du MGD continue avec la méthode Newton-Raphson

les résultats de la résolution des postures. On remarque que les courbes sont continues et lisses. Ceci confirme que l'algorithme converge pour tous les points et trouve toujours des solutions proches et donc on ne fait pas de mouvement brusque à cause d'un saut de l'orientation ou un changement du mode d'assemblage. Une deuxième étape de validation des résultats est effectuée en comparant les résultats calculés aux résultats issus d'un logiciel CAO Solidworks. On a ainsi identifié les postures résultantes pour chaque point calculé. La figure 3.11 montre une capture vidéo qui montre la conformité des solutions obtenues par les deux outils.

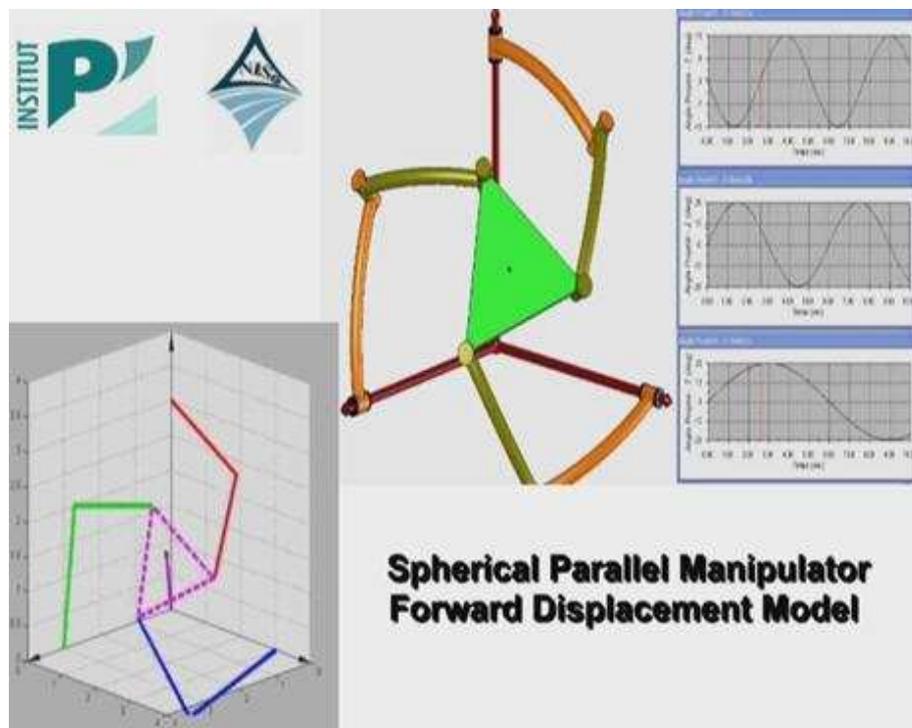


FIGURE 3.11 – Validation des résultats de résolution avec la CAO

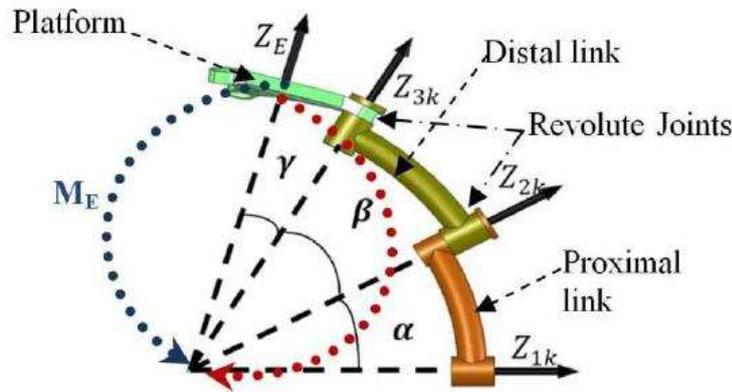


FIGURE 3.12 – Paramétrage d'une Jambe

Les mouvements du SPM sont générés seulement par les liaisons rotatives. La position de chacune des jambes A, B, C est donnée par le vecteur q_A :

$$q_A = [\theta_{1k}, \theta_{2k}, \theta_{3k}]^T, \quad (k = A, B, \text{ et } C) \quad (7)$$

Le vecteur opérationnel des angles $[\psi, \theta, \varphi]^T$, représentant les angles d'Euler de la plateforme, définit l'orientation de cette dernière par rapport à la base fixe du manipulateur.

La figure 3.12 montre les paramètres géométriques pour une seule jambe du manipulateur parallèle sphérique. L'angle, α , décrit la branche proximale reliant les deux premières liaisons rotatives. L'angle, β , décrit la branche distale reliant les deux articulations dernières. L'angle, γ , lui définit l'orientation relative de la normale à la plateforme Z et l'axe de la dernière articulation. Le mécanisme est symétrique ce qui dit que le paramétrage est identique pour les trois jambes.

L'espace de travail de la structure est ainsi l'intersection des trois espaces respectifs à chaque jambe qui sont des calottes sphériques. La figure 3.13 présente la forme de cet espace engendré:

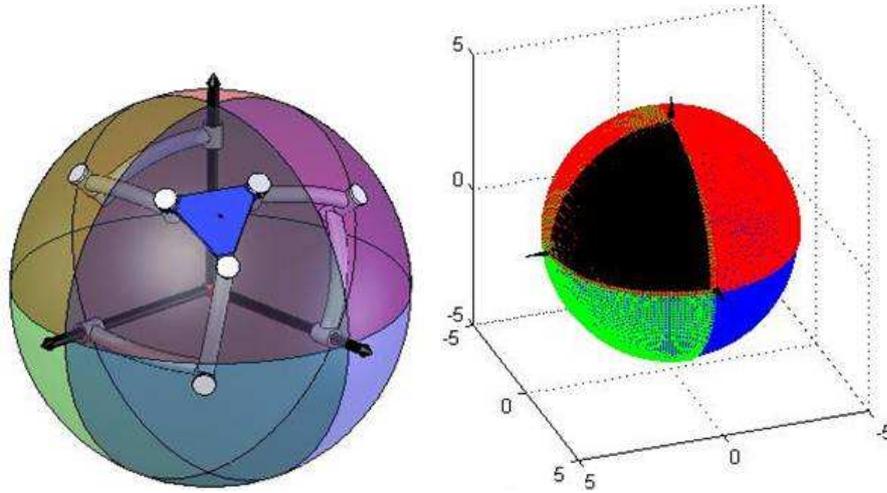


FIGURE 3.13 – Espace de travail de la structure

3.4 Résolution du Modèle Géométrique Inverse

Le modèle géométrique inverse permet d'écrire les variables articulaires actives en fonction des coordonnées opérationnelles. Dans le cas des robots parallèles, le modèle géométrique inverse est plus simple à trouver. Comme indique le paramétrage de la figure 3.4, les repères R_{0B} et R_{0C} liées respectivement aux moteurs de la deuxième et la troisième branche sont obtenues respectivement par une rotation Rot_{0B} de $\pi/2$ autour de l'axe X_0 et une rotation Rot_{0C} de $-\pi/2$ autour de l'axe Y_0 . Pour la première Branche A, le repère R_{0A} utilisé est identique au repère de base R_0 , la matrice de passage est donc l'identité.

$$R_{0A} = I = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; R_{0B} = R_Y(\frac{\pi}{2}).R_Z(\frac{\pi}{2}) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}; R_{0C} = R_X(-\frac{\pi}{2}).R_Z(\pi) = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Positionnement des Branches

La figure 3.12 montre le paramétrage géométrique de l'une des trois branches de l'architecture étudiée. Les axes Z_{1k} et Z_{2k} sont les axes respectifs des rotoïdes proximaux et distaux. Les bases orthonormées correspondantes sont définies par les triplet unitaires (Z_{ik}, Z_{ik}, Z_{ik}) , i dans 1, 2, 3 et k dans A, B, C. La géométrie de la structure est donnée par les angles des membrures α et β et l'angle de la nacelle γ .

Les matrices de changement de bases entre les différents repères liés aux liaisons sont données par :

$$D_{12} = R_Z(\theta_{1k}) * R_X(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{1k} & \cos \alpha \sin \theta_{1k} & \sin \alpha \cos \theta_{1k} \\ \sin \theta_{1k} & \cos \alpha \sin \theta_{1k} & -\sin \alpha \cos \theta_{1k} \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$D_{23} = R_Z(\theta_{2k}) * R_X(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{2k} & \cos \beta \sin \theta_{2k} & \sin \beta \cos \theta_{2k} \\ \sin \theta_{2k} & \cos \beta \sin \theta_{2k} & -\sin \beta \cos \theta_{2k} \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$D_{3E} = R_Z(\theta_{3k}) * R_X(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \theta_{3k} & \cos \gamma \sin \theta_{3k} & \sin \gamma \cos \theta_{3k} \\ \sin \theta_{3k} & \cos \gamma \sin \theta_{3k} & -\sin \gamma \cos \theta_{3k} \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (11)$$

Positionnement de l'effecteur

La position de l'effecteur pour cette architecture sphérique se réduit dans l'orientation du centre de la plateforme. Pour identifier cette orientation ; on utilise les paramètres d'Euler (φ, θ, ψ) . Le repère de l'effecteur est positionné au centre de la plateforme. L'axe Z est porté par la normale à cette plateforme. L'axe X est porté par la droite liant le centre de la plateforme et le centre de la troisième rotoïde de la branche A. Y est choisi de façon à former une base orthonormée directe. La représentation de l'orientation de la plateforme dans le repère de base R_0 est donnée alors par la matrice D_{0E} :

$$D_{0E} = R_Z(\psi_1) * R_X(\psi_2) * R_Z(\psi_3) \quad (12)$$

3.4.1 Résolution directe

L'étude géométrique de l'architecture parallèle s'effectue en appliquant la relation suivante sur chacune des branches du mécanisme.

$$Z_{3k}.Z_{2k} = \cos(\beta), k = A, B, C \quad (13)$$

Les expressions des éléments de cette équation sont fonction de la géométrie de l'architecture et des paramètres articulaires θ_{1k} . les vecteur sont exprimés dans le repère de base. L'expression de Z_{2K} dans R_0 est donnée par l'expression suivante :

$$\begin{aligned} Z_{2A} &= Rot_{0A} * D_{12} * \{Z_{2A}\}_{R_{2A}} = Rot_{0A} * D_{12} * \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \\ Z_{2B} &= Rot_{0B} * D_{12} * \{Z_{2B}\}_{R_{2B}} = Rot_{0B} * D_{12} * \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \\ Z_{2C} &= Rot_{0C} * D_{12} * \{Z_{2C}\}_{R_{2C}} = Rot_{0C} * D_{12} * \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (14)$$

Afin de contourner l'utilisation des articulations passives pour exprimer les vecteurs Z_{3K} dans R_0 , on passe par le repère de l'effecteur. L'expressions des Z_{3K} dans la base de l'effecteur est explicitée par l'équation:

$$\begin{aligned} \{Z_{3A}\}_{R_E} &= R_Y(\gamma).Z_E = \begin{bmatrix} \sin \gamma & 0 & \cos \gamma \\ \sin \gamma \cos(\frac{2\pi}{3}) & \sin \gamma \sin(\frac{2\pi}{3}) & \sin \gamma \\ \sin \gamma \cos(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \sin(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \end{bmatrix}^T \\ \{Z_{3C}\}_{R_E} &= R_Z(\frac{2\pi}{3}).R_Y(\gamma).Z_E = \begin{bmatrix} \sin \gamma \cos(\frac{2\pi}{3}) & \sin \gamma \sin(\frac{2\pi}{3}) & \sin \gamma \\ \sin \gamma \cos(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \sin(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \end{bmatrix}^T \\ \{Z_{3C}\}_{R_E} &= R_Z(\frac{4\pi}{3}).R_Y(\gamma).Z_E = \begin{bmatrix} \sin \gamma \cos(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \sin(\frac{4\pi}{3}) & \sin \gamma \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (15)$$

L'application des relations précédentes sur les branches du manipulateur parallèle sphérique nous permet d'avoir trois équations en $\cos\theta$ et $\sin\theta$. La résolution mène aux paramètres articulaires voulus pour la commande des actionneurs en les écrivant sous la forme :

$$\begin{aligned} A_1 \cos(\theta_{1A}) + B_1 \sin(\theta_{1A}) \\ A_2 \cos(\theta_{1B}) + B_2 \sin(\theta_{1B}) \\ A_3 \cos(\theta_{1C}) + B_3 \sin(\theta_{1C}) \end{aligned} \quad (16)$$

A_i , B_i et C_i sont des constantes fonctions des paramètres géométriques L'équation n'est satisfaite qu'en accomplissement des conditions suivantes :

$$\begin{cases} CD_1(\alpha, \beta, \gamma, \psi, \theta, \varphi) : \frac{C_1^2}{A_1^2 + B_1^2} \leq 1 \\ CD_2(\alpha, \beta, \gamma, \psi, \theta, \varphi) : \frac{C_2^2}{A_2^2 + B_2^2} \leq 1 \\ CD_3(\alpha, \beta, \gamma, \psi, \theta, \varphi) : \frac{C_3^2}{A_3^2 + B_3^2} \leq 1 \end{cases} \quad (17)$$

De ce fait, pour une orientation donnée de la plateforme ; les constantes A_i , B_i et C_i sont calculées et les variables actives, θ_{1k} , sont les solutions des trois équations découplées données par le système précédent.

Pour une rotation propre, φ , l'espace de travail peut être représenté dans l'espace cartésien comme les orientations accessibles du vecteur Z de la plateforme.

La figure 3.14 montre ces orientations pour différentes valeurs de la rotation propres φ . On peut constater que la taille de l'espace atteignable est réduite lorsqu'on varie φ . La figure 3.14 montre également la variation de cet espace comme fonction de l'angle φ dans l'espace (ψ, θ) .

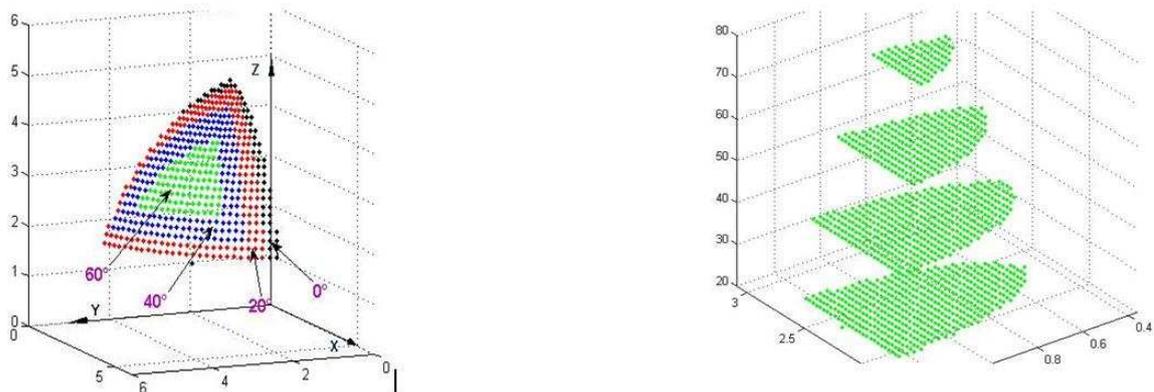


FIGURE 3.14 – espace de travail en fonction de φ

La résolution de chaque équation nous permet d'identifier les variables articulaires correspondants à la posture du manipulateur, trois cas de figure se présentent :

- Aucune solution : la géométrie du manipulateur ne permet pas d'atteindre cette orientation.
- Deux solutions : la jambe peut avoir deux positions différentes pour atteindre la même orientation.
- Une seule solution : pleine extension.

On se retrouve enfin avec huit solutions $(\theta_{1A}, \theta_{1B}, \theta_{1C})$ pour le système complet réparties sur les deux modes d'assemblage du mécanisme.

3.5 Modèle cinématique

3.5.1 Ecriture du modèle

Le modèle cinématique de la structure parallèle sphérique est obtenue en différenciant l'équation (6) par rapport au temps. L'équation obtenue est donnée comme suit:

$$\dot{\mathbf{Z}}_{2k}\mathbf{Z}_{3k}+\mathbf{Z}_{2k}\dot{\mathbf{Z}}_{3k}=0 \quad (18)$$

avec $\dot{\mathbf{Z}}_{2k}=\dot{\theta}_{1k}\mathbf{Z}_{1k}\times\mathbf{Z}_{2k}$ et $\dot{\mathbf{Z}}_{3k}=\omega\times\mathbf{Z}_{3k}$

ω est la vitesse angulaire de l'organe terminal.

L'équation précédente devient alors :

$$\dot{\theta}_{1k}\mathbf{Z}_{1k}\times\mathbf{Z}_{2k}\cdot\mathbf{Z}_{3k}=\mathbf{Z}_{2k}\cdot\omega\times\mathbf{Z}_{3k} \quad (19)$$

$$\mathbf{Z}_{1k}\times\mathbf{Z}_{2k}\cdot\mathbf{Z}_{3k}\dot{\theta}_{1k}=\mathbf{Z}_{3k}\times\mathbf{Z}_{2k}\cdot\omega \quad (20)$$

Pour le manipulateur complet, et dans une forme matricielle, on peut écrire :

$$\mathbf{B}\dot{\mathbf{q}}=\mathbf{A}\omega \quad (21)$$

Où \mathbf{B} est une matrice diagonale 3×3 :

$$\mathbf{B}=\text{Diag}[\mathbf{Z}_{1B}\times\mathbf{Z}_{2B}\cdot\mathbf{Z}_{3B}\quad \mathbf{Z}_{1B}\times\mathbf{Z}_{2B}\cdot\mathbf{Z}_{3B}\quad \mathbf{Z}_{1C}\times\mathbf{Z}_{2C}\cdot\mathbf{Z}_{3C}] \quad (22)$$

Et

$$\dot{\mathbf{q}}=[\dot{\theta}_{1A}\quad \dot{\theta}_{1B}\quad \dot{\theta}_{1C}]^T \quad (23)$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} (\mathbf{Z}_{3A} \times \mathbf{Z}_{2A})^T \\ (\mathbf{Z}_{3B} \times \mathbf{Z}_{2B})^T \\ (\mathbf{Z}_{3C} \times \mathbf{Z}_{2C})^T \end{bmatrix}, \quad (24)$$

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \cos(\psi) + \dot{\varphi} \sin(\theta) \sin(\psi) \\ \dot{\theta} \sin(\psi) - \dot{\varphi} \sin(\theta) \cos(\psi) \\ \dot{\psi} + \dot{\varphi} \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (25)$$

3.5.2 Singularités

Etant un des inconvénients majeurs des architectures parallèles, l'abondance des singularités dans leur espace de travail nécessite l'exploration de leur effet sur les performances des manipulateurs. En effet, on passe par une singularité quand l'une des matrices jacobiniennes A et B ou les deux à la fois deviennent singulières. on distingue alors trois type de singularité qui ont différentes interprétations cinématiques.

1. Singularités type 1 ou sérielles

la première catégorie de singularité se manifeste quand la matrice B est singulière tout en ayant la matrice A inversible, ceci est équivalent à $\det(B) = 0$ et $\det(A) \neq 0$. Ce type de singularité consiste à l'existence d'un ou plusieurs points où au moins deux branches de la chaîne cinématique sont confondues. Puisque le déterminant de B est nul ailleurs qu'en zéro, on peut alors retrouver une combinaison de vitesses d'actionneurs $\dot{\theta}$ pour laquelle la vitesse de la plateforme w est nulle, i.e les actionneurs bougent et la plateforme reste immobile. Ainsi, la structure perd un ou plusieurs ddl.

2. Singularités type 2 ou parallèles

Cette catégorie correspond à la situation inverse où la matrice A est singulière tout en ayant la matrice B inversible $\det(A) = 0$ et $\det(B) \neq 0$. elle se manifeste seulement dans le cas des chaînes cinématiques fermées. Ce type consiste à l'existence d'une vitesse w non nulle de la plateforme mobile à laquelle correspond une combinaison de vitesses des actionneurs $\dot{\theta}$ nulle. Le mécanisme gagne ainsi un ou plusieurs ddl non contrôlés, autrement dit, il n'est pas capable de résister à des forces ou des moments dans une ou plusieurs directions même si les moteurs sont bloqués.

3. Singularités type 3

Ce troisième type apparaît lorsque les deux matrices A et B sont simultanément singulières. On a donc la possibilité de rencontrer les deux cas de figure précédentes. Le manipulateur peut ainsi se retrouver dans des situations d'incapacité de résister à des forces ou moments dans une direction, ou, d'avoir un degrés de liberté en moins.

En explorant le cas de l'architecture parallèle sphérique adoptée pour notre application, les trois types énoncés précédemment peuvent être interprétés comme suit:

Le premier type correspond à l'annulation du déterminant de la matrice B , ceci se traduit par:

$$(\mathbf{Z}_{1k} \times \mathbf{Z}_{2k}) \cdot \mathbf{Z}_{3k} = 0, k = A, B, C \quad (26)$$

Cette configuration est atteinte alors si les trois vecteur $\mathbf{Z}_{1k}, \mathbf{Z}_{2k}, \mathbf{Z}_{3k}, k = A, B, C$ sont coplanaires donc une ou plusieurs jambes sont en extension totale (figure 3.15.a) ou complètement repliées (figure 3.15.b). Dans les deux cas, le mouvement des actionneurs correspondants au jambes en question ne produit aucun mouvement au niveau de la plateforme mobile.

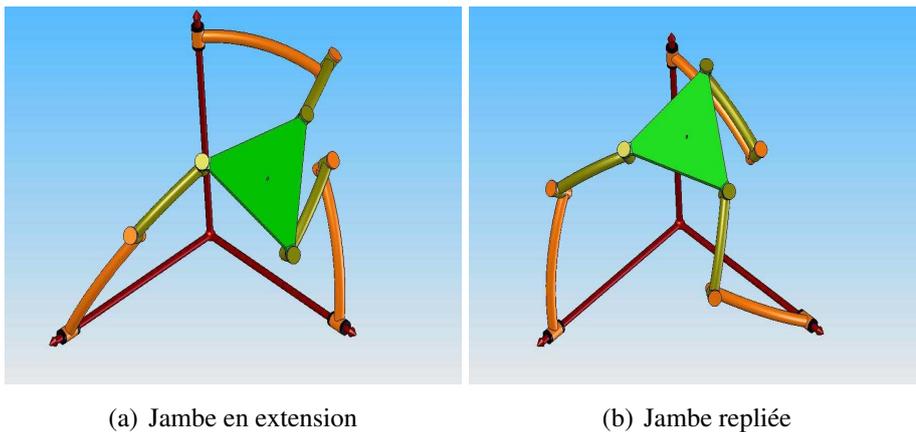


FIGURE 3.15 – Singularité type 1 pour la structure parallèle sphérique

Le deuxième type de singularité apparait quand le déterminant de la matrice A s'annule, les colonnes deviennent alors linéairement dépendantes. En vérifiant la forme de terme de cette matrice, on remarque que cette situation correspond à l'intersection des plans composés par les vecteur \mathbf{Z}_{2k} et \mathbf{Z}_{3k} de chaque jambe selon une droite commune. Ceci peut être déduit si on note que les trois vecteur $(\mathbf{Z}_{2k} \times \mathbf{Z}_{3k}), k = A, B, C$, qui sont perpendiculaires à la fois aux plans contenant \mathbf{Z}_{2k} et \mathbf{Z}_{3k} , sont aussi perpendiculaire à la droite d'intersection. Cette constatation indique que ces trois vecteurs sont coplanaires et que chacun d'eux, étant un vecteur de la matrice A , peut s'écrire en fonction des deux autres. Une posture singulière de type 2 est montrée par la figure 3.16.

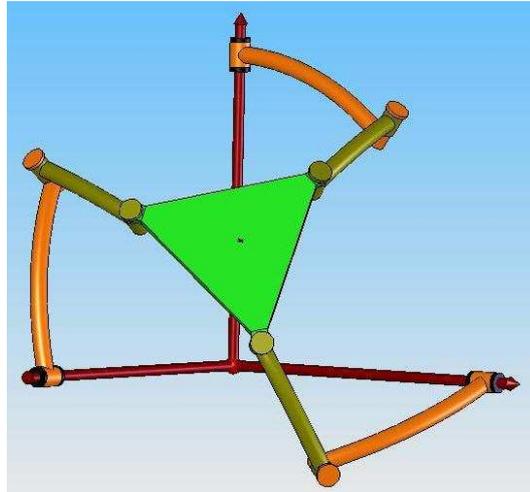


FIGURE 3.16 – Singularité type 2

Le dernier type apparaît quand les deux matrices A et B sont simultanément singulières. on se retrouve ainsi dans la configuration avec une jambe complètement tendue ou pliée donc la plateforme est insensible au mouvement de l'actionneur. Au même temps, on a une possibilité de rotation libre autour de la ligne d'intersection des plans contenant Z_{2k} et Z_{3k} .

4 Optimisation dimensionnelle

Dans la partie précédente, nous avons détaillé la cinématique et l'espace de travail du manipulateur parallèle sphérique.

Ces propriétés seront bénéfiques pour déterminer une architecture optimale pour l'application d'anastomose. Le premier critère à satisfaire est de trouver le SPM ayant l'espace de travail le plus proche de l'espace tâche ciblé et déterminé expérimentalement. Le deuxième critère est d'avoir une dextérité maximale sur cette espace de travail ce qui garantit la précision nécessaire pour l'application.

4.1 Algorithme génétique

Le but de cette partie est de développer et résoudre un problème d'optimisation pour déterminer les paramètres de conception d'un SPM ayant un espace de travail prescrit et ayant une dextérité optimisée. Cette procédure concerne les paramètres géométriques de l'architecture, i.e., les angles de liens α, β, γ .

4.1.1 Principe

Les algorithmes génétiques (AG) font partie des méthodes d'optimisation globale. Ils sont adoptés pour la résolution du problème de synthèse des mécanismes dans ce travail. Les problèmes traités par les algorithmes génétiques sont ceux qui n'ont pas pu être résolus par les méthodes classiques, ou ceux dont la résolution nécessite un temps de calcul considérable. Ils trouvent leur application surtout lorsque plusieurs contraintes, parfois contradictoires, sont à satisfaire en même temps ((?), (?)). Les principes fondamentaux de ces algorithmes ont été exposés par ?. Ces algorithmes s'inspirent du fonctionnement de l'évolution naturelle, notamment la sélection de Darwin, et la procréation selon les règles de Mendel. La sélection naturelle favorise les individus d'une population les mieux adaptés à un environnement. La sélection est suivie de la procréation, réalisée à l'aide de croisements et de mutations au niveau du patrimoine génétique des individus (ou "génotype"), constitué d'un ensemble de gènes. Ainsi deux individus "parents", qui se croisent, transmettent tout ou partie de leur patrimoine génétique à leurs descendants. Le génotype de l'enfant fait que celui-ci est plus au moins bien adapté à l'environnement. S'il est bien adapté, il a une plus grande chance de figurer et de procréer dans la génération future. Au fur et à mesure des générations, on sélectionne les individus les mieux adaptés, et l'augmentation du nombre d'individus bien adaptés fait évoluer la population entière. Le principe de base des algorithmes génétiques, les différents types de codages, ainsi qu'une description des opérateurs génétiques sont présentés dans l'annexe 1. La qualité de la convergence est liée à l'espace de recherche de la solution. On présente dans ce qui suit, un algorithme d'optimisation que nous avons conçu sur une combinaison entre l'algorithme génétique et la logique floue. Cet algorithme surmonte ce genre de problème.

4.1.2 Procedure

Dans le but d'avoir un large spectre des paramètres optimisé, on adopte dans notre procédure les intervalles suivants :

$$\alpha \in \left[0 \quad \frac{\pi}{2} \right], \beta \in \left[0 \quad \frac{\pi}{2} \right], \gamma \in \left[0 \quad \frac{\pi}{4} \right] \quad (27)$$

L'algorithme génère initialement 500 exemples de vecteur de conception différents comme la première génération de parents. Les trois opérations génétiques habituelle i.e , la reproduction, le croisement et la mutation sont effectués pour produire une nouvelle génération. Cette procédure est itérée jusqu'à qu'un nombre prédéfinie de générations est atteint ou atteindre la précision ciblé de l'algorithme.

Pour chaque manipulateur généré, l'espace de travail est calculé et comparé à l'espace tache ciblé. Cette opération est réalisée sur 400 différentes orientations sur les frontières de l'espace désiré.

4.2 Modélisation de l'espace cible

L'espace de travail centre d'intérêt est un ensemble d'orientations défini par un set d'angle d'Euler, ψ, θ, φ , qui sont atteignable par la plateforme mobile du robot . L'espace prescrit déterminé expérimentalement décrit un domaine conique qui limite les orientations accessibles de l'outil chirurgical. Ce cône est facilement modélisable dans l'espace cartésiens par l'équation suivante :

$$\mathbf{V} \cdot \mathbf{Z}_E = \cos(\delta) \quad (28)$$

avec,

$\mathbf{V} = \frac{1}{\sqrt{3}} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}^T$ un vecteur normalisé qui définit la direction du cône

$$\mathbf{Z}_E = \begin{bmatrix} \sin \psi \sin \theta \\ -\cos \psi \sin \theta \\ \cos \theta \end{bmatrix} : \text{the Euler } \mathbf{Z} \text{ axis} \quad (29)$$

Et δ le demi-angle au sommet du cône

Cette équation peut être écrite :

$$(\sin \psi - \cos \psi) \sin \theta + \cos \theta = \sqrt{3} \cos(\delta) \quad (30)$$

Pour $\psi \in [-\pi, \pi]$, résoudre cette équation mène au couples d'équations (ψ, θ) décrivant le cône désiré :

$$\sqrt{A^2 + B^2} \sin(\theta + \alpha) = C \quad (31)$$

$$A = (\sin \psi - \cos \psi), \quad (32)$$

$$B = 1, \quad (33)$$

$$C = \sqrt{3} \cos(\delta) \quad (34)$$

α est l'angle défini par :

$$\alpha = \text{atan2}(B, A) \quad (35)$$

$$\theta = -\alpha + \arcsin\left(\frac{C}{\sqrt{A^2 + B^2}}\right) \text{ if } C \leq \sqrt{A^2 + B^2} \quad (36)$$

La figure 3.17 montre une représentation graphique du cône. N points P_j pour un angle δ à une direction \mathbf{V} .

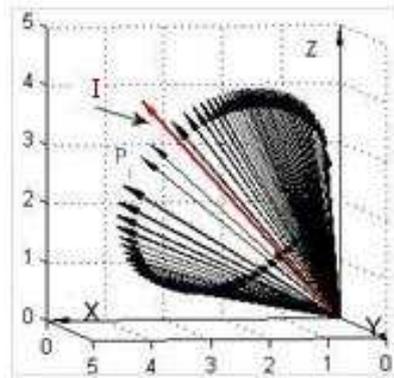


FIGURE 3.17 – Cône des points de l'espace tache ciblé

4.3 Optimisation de l'espace de travail

Pour définir les dimension du manipulateur proposé , le premier critère à satisfaire est d'atteindre l'espace de travail désiré déterminer expérimentalement. Dans ce but, une phase d'optimisation est effectuée pour trouver les dimensions du mécanisme capable d'inclure l'espace de travail tâche.

Durant cette optimisation, une distance de sécurité est adoptée sur l'espace souhaité. Cette distance permet d'éviter les singularités sérielles sur les frontières de l'espace de travail correspondant à $\det B = 0$. L'angle au sommet de cône cible devient alors $\delta + \varepsilon$. ε est la distance de sécurité fixée à 4 degrés. La fonction objective F est une représentation du problème d'optimisation à minimiser.

Elle est l'un des éléments clés du l'algorithme génétique car elle détermine si une solution potentielle donnée apportera ses éléments à la génération future à travers le processus de reproduction. La fonction objectif devrait être en mesure de fournir une bonne mesure de la qualité de la solution et devrait faire la différence entre les performances des différents manipulateurs. Dans un premier temps, le problème peut alors être formulé comme suit:

$$\text{Minimiser } F = (F_1 + F_2) \quad (37)$$

Sous la contrainte:

$$CD_i(\mathbf{Y}, P_j) : \frac{C_i^2}{A_i^2 + B_i^2} \leq 1 \text{ pour tout les points } P_j \text{ dans l'espace spécifié.}$$

Où $\mathbf{Y} = [\alpha, \beta, \gamma]$, est le vecteur de conception et F la fonction objective.

La fonction F_1 est utilisée pour traiter les contraintes et faire en sorte que le manipulateur testé satisfait la condition de l'espace de travail. $F_1 = 0$ signifie que l'ensemble des points définissant le volume désiré sont contenus à l'intérieur de l'espace de travail du manipulateur parallèle sphérique.

$$F_1 = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^3 \chi_i(\mathbf{Y}, P_j) \quad (38)$$

Où,

$$\chi_i(\mathbf{Y}, P_j) = \begin{cases} 0 & \text{if } CD_i \leq 1 \\ C_f & \text{if } CD_i > 1 \end{cases} \quad (39)$$

C_f est une très grande constante.

La fonction puissance d'un point $f_2(\mathbf{Y}, P_j)$ permet d'évaluer la distance du point sélectionné P_j sur l'espace de travail de l'espace correspondant au manipulateur [21][22]. Elles sont déterminées comme suit:

$$f_2(\mathbf{Y}, P_j) = \sum_{i=1}^3 \left| \frac{C_i^2(\mathbf{Y}, P_j)}{A_i^2(\mathbf{Y}, P_j) + B_i^2(\mathbf{Y}, P_j)} \right| \quad (40)$$

$A_i(\mathbf{Y}, P_j), B_i(\mathbf{Y}, P_j)$, et $C_i(\mathbf{Y}, P_j)$ sont des valeurs numériques évaluées pour le point $P_j(\psi_j, \theta_j, \varphi_j)$ représentant une orientation déterminée de la plateforme.

La somme de toutes les distances représente F_2 . Quand F_2 est minimale, on obtient un robot ayant un espace de travail le plus proche de l'espace cible.

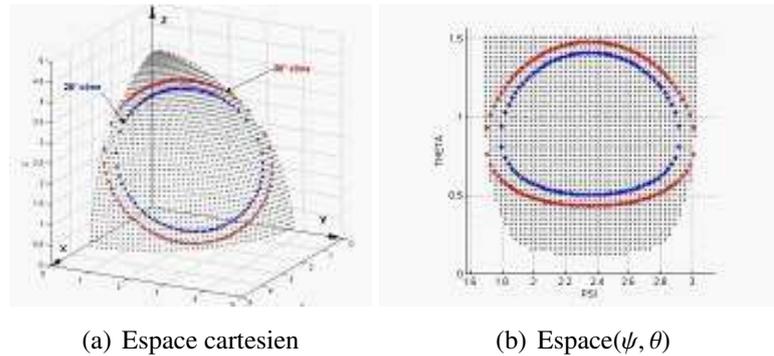


FIGURE 3.18 – Optimisation de l'espace de travail, $\varphi = 0$

la fonction fitness est donnée par:

$$F_2 = \sum_{j=1}^N f_2(\mathbf{Y}, P_j) = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^3 \left| \frac{C_i^2(\mathbf{Y}, P_j)}{A_i^2(\mathbf{Y}, P_j) + B_i^2(\mathbf{Y}, P_j)} \right| \quad (41)$$

N est le nombre de points choisis P_j .

Comme mentionné précédemment, l'optimisation est réalisée en utilisant un algorithme génétique sur 200 générations et 500 personnes. L'espace de travail obtenu et celui désiré sont indiqués sur la figure 3.18. On peut observer que l'espace de travail souhaité est complètement à l'intérieur de l'espace de travail du robot, ce qui signifie que le robot est capable d'atteindre toutes les orientations nécessaires pour réaliser la tâche chirurgicale. La conception de vecteur obtenu est le suivant:

$$\mathbf{Y} = [32.12^\circ, 32.11^\circ, 22.7^\circ] \quad (42)$$

Pour une valeur non nulle d'auto-rotation, la même procédure peut être appliquée pour une valeur différente de la φ_j angle pour obtenir l'espace de travail; l'exemple de $\varphi_j = 45^\circ$ a été prise à voir l'influence de ce paramètre sur l'architecture. La conception de vecteur obtenu est alors:

$$\mathbf{Y} = [48.9^\circ, 32.36^\circ, 10^\circ] \quad (43)$$

Il est clair que le mécanisme devient plus grand que celui d'une rotation auto zéro. La figure 3.19 illustre l'espace de travail de l'architecture optimisée générée pour un angle de rotation $\varphi_j = 45^\circ$

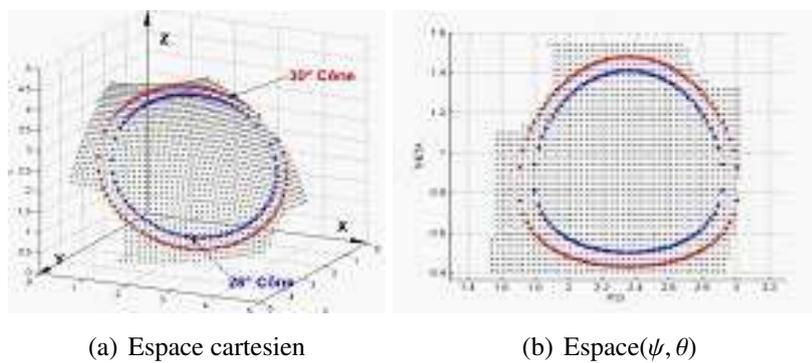


FIGURE 3.19 – Optimisation de l'espace de travail, $\varphi = 45$

4.4 La dextérité

Les tâches de suture et du nœud au cours de la chirurgie endoscopique exigent un haut niveau de précision et de dextérité. Par conséquent, il est de la plus haute importance que le robot proposé maintient un certain niveau de dextérité sur son espace de travail. La dextérité est en effet une mesure qui reflète l'amplification de l'erreur due aux transformations cinématiques entre les articulations et l'espace cartésien. Plusieurs critères ont été proposés dans la littérature pour quantifier la dextérité des robots. Dans ce travail, nous proposons la plus utilisée, qui est le nombre de conditionnement de la matrice jacobienne qui décrit le comportement global cinématique d'un robot (?). Le problème de la non homogénéité de la matrice jacobienne ne se rencontre pas dans notre cas car le SPM a des degrés de liberté d'orientation seulement. Par conséquent, le nombre de conditionnement peut être une mesure fiable de cette dextérité. Le modèle cinématique peut être écrite comme suit:

$$\omega = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{B}\dot{\mathbf{q}} \quad (44)$$

Le conditionnement de la matrice \mathbf{J} est défini comme:

$$k(\mathbf{J}) = \|\mathbf{J}\| \|\mathbf{J}^{-1}\| \quad (45)$$

En utilisant la norme-2, le conditionnement de la matrice J est alors le rapport de la plus grande valeur singulière de J à la plus petite:

$$k(\mathbf{J}) = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}} \quad (46)$$

Le conditionnement peut aussi être une mesure de la distance du robot est de singularité dans une configuration donnée. En effet, dans les dispositifs haptiques qu'il est primordial d'être le plus loin possible à partir d'une singularité pour que le système fonctionne d'une manière correcte. Habituellement, l'indice de dextérité $\frac{1}{k(\mathbf{J})}$ est utilisé. Cet indice est toujours dans l'intervalle $[0, 1]$. $k(\mathbf{J}) = 0$ correspond à une configuration singulière et $k(\mathbf{J}) = 1$ correspond, quand à lui, à une configuration isotrope.

Il n'est pas facile de détailler l'expression analytique du conditionnement. Ainsi, il faut le calculer numériquement pour différentes poses donnée de la plateforme. La figure 3.20 représente la distribution dextérité du manipulateur qui en résulte pour la rotation auto zéro. Nous avons adopté pour cette représentation de la dextérité l'indice de conditionnement $\frac{1}{k}$. Il est clair que la valeur maximale de 0,25 pour l'indice n'est pas acceptable et montre la précision faible résultant de la manipulation, depuis le robot se trouve à la proximité d'une singularité.

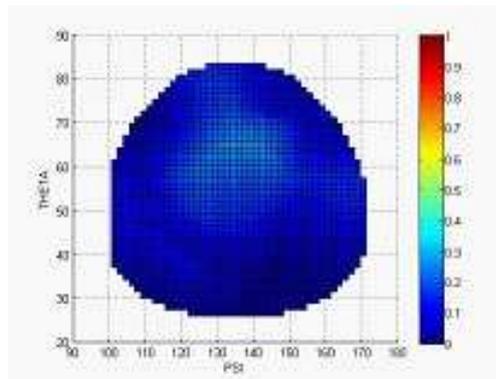


FIGURE 3.20 – Dexterité pour un manipulateur avec seulement optimisation de l'espace de travail

Par conséquent, afin d'améliorer cette distribution dextérité une optimisation multi-objectifs, qui comprend le conditionnement en tant que critère, doit être effectuée. La dextérité a ensuite été calculée pour chaque manipulateur généré par l'algorithme. Sachant que l'indice de conditionnement global ne peut pas assurer une distribution uniforme, nous avons adopté l'indice local. Le problème d'optimisation devient alors :

$$\text{Minimiser } F = (F_1 + F_2 + F_3) \quad (47)$$

Sous la contrainte:

$$CD_i(\mathbf{Y}, P_j) : \frac{C_i^2}{A_i^2 + B_i^2} \leq 1 \text{ pour tout les points } P_j \text{ dans l'espace spécifié.}$$

Avec F_1 and F_2 déterminé précédemment et F_3 comme suit :

$$F_3 = \sum_{j=1}^N f_3(\mathbf{Y}, P_j) = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^3 k(\mathbf{Y}, P_j) \quad (48)$$

Avec

$$f_3(\mathbf{Y}, P_j) = \sum_{i=1}^3 k(\mathbf{Y}, P_j) \quad (49)$$

$k(\mathbf{Y}, P_j)$ est le nombre de conditionnement calculé pour le points $P_j(\psi_j, \theta_j, \varphi_j)$. la stratégie est de déterminer le SPM ayant un indice de conditionnement local de 0.7 sur le maximum d'orientations possibles. Cette opération est effectuée sur 37000 points de l'espace de travail. \mathbf{Y} Le vecteur de conception obtenu est alors:

$$\mathbf{Y} = [39.3^\circ, 34.1^\circ, 18.2^\circ] \quad (50)$$

Ce manipulateur présente une répartition sensiblement meilleure de dextérité sur l'espace de travail souhaité, ce qui est nécessaire pour exécuter la tâche d'anastomose correctement. On peut alors avoir une distribution relativement uniforme de dextérité avec un indice de conditionnement global de 0,73 et un indice de variation locale de 0,26 pour atteindre une valeur maximale de 0,95. Les figures 3.21.a et 3.21.b représentent respectivement l'espace de travail et la répartition dextérité du SPM qui en résulte.

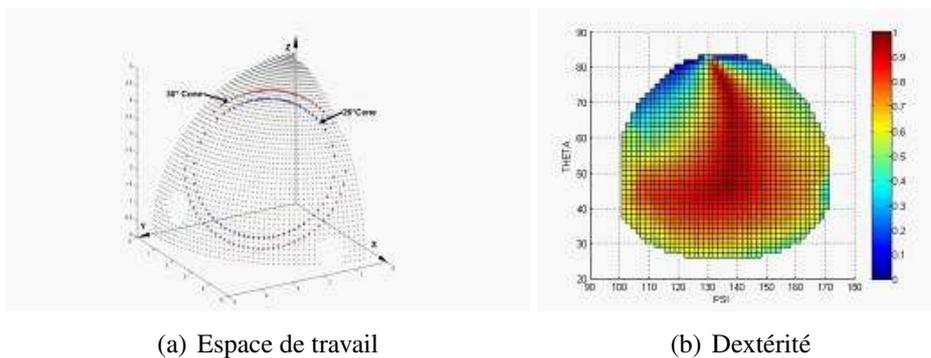


FIGURE 3.21 – Manipulateur optimisé pour la dextérité

Nous remarquons que l'inclusion de la dextérité dans le processus d'optimisation e eu un effet sur l'espace de travail du manipulateur optimal qui est devenu plus grand que celui déterminé sans prise en compte de ce critère.

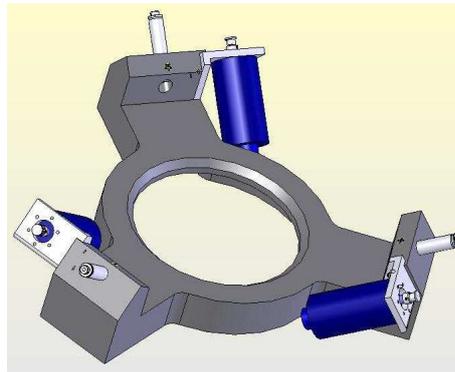


FIGURE 3.22 – Structure du bâti

5 Conception du mécanisme

La phase d'optimisation de la structure parallèle sphérique a permis d'aboutir aux valeurs optimisées des paramètres géométriques du mécanisme de l'interface haptique pour la chirurgie. On retient alors le vecteur de conception des valeurs α, β, γ :

$$\mathbf{Y} = [39.3^\circ, 34.1^\circ, 18.2^\circ] \quad (51)$$

Nous avons procédé ainsi à une conception de la structure sur la base de ces résultats. Le modèle est alors composé d'un bâti, des branches proximales et distales et d'une plateforme comportant un mécanisme pour le mouvement de translation.

5.1 Structure du Bâti

Le bâti du mécanisme, montré par la figure ??, présente le support des trois articulations de base réparties à des angles égaux de 120 degrés. Chaque support comporte l'axe de l'articulation solidaire au bâti par une vis de pression et un support sur lequel est monté le moteur actionnant la liaison de rotation.

5.2 Structure des membrures proximales

Etant une structure symétrique, les membrures proximales du mécanisme sont identiques pour les trois jambes. Chacune a la forme d'un arc d'angle 39,3 degrés. Cette membrure présente, du côté du bâti, une poulie en bronze qui assure à la fois le guidage en rotation par rapport à l'axe lié au bâti et la réduction du mouvement des actionneurs à travers un système à câble. Dans le deuxième côté, des coussinets sont prévus pour accueillir l'axe de la deuxième articulation.

La figure ?? montre les détails de cette conception.

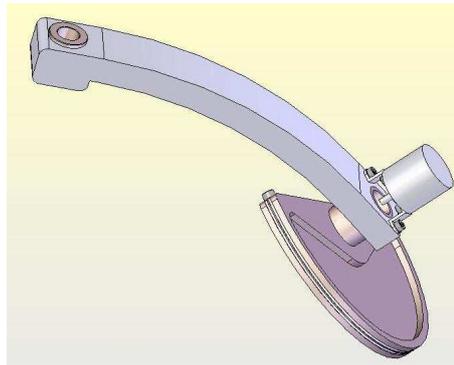


FIGURE 3.23 – Structure d’une membrure proximale

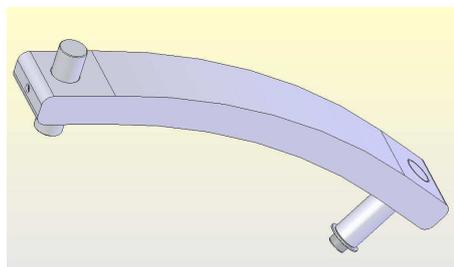


FIGURE 3.24 – Structure d’une membrure distale

5.3 Structure des membrures distales

Comme dans le cas des proximales, les membrures distales sont aussi identiques. Leur forme d’arc de 34,1 degrés, présente deux axes fixés par des vis de pression dans des alésages situés de part et d’autre de la pièce. Le premier axe assure la deuxième articulation avec la branche proximale, tandis que le deuxième assure la troisième liaison avec la plateforme. La figure 3.24 illustre cette assemblage.

5.4 Structure de la plateforme

La plateforme relie les trois jambes de l’architecture. Elle présente alors, comme le bâti, trois positions pour les liaisons avec les membrures distales. Le dispositif nécessaire pour permettre le quatrième degré de liberté de translation est monté sur cette plateforme. Il est composé d’une tige rectifiée dans un guide cylindrique présentant une lumière. Un embout est positionné dans cette dernière afin de bloquer la rotation de la tige. Le retour d’effort est appliqué à travers un moteur monté lui aussi sur la plateforme par un support adapté. La transmission s’effectue par un câble fixé de part et d’autre sur l’embout et qui passe sur une poulie liée à l’arbre moteur. La rotation du moteur entraîne la tige manipulée par l’opérateur dans un sens ou dans l’autre. Le système complet est représenté par la figure ??

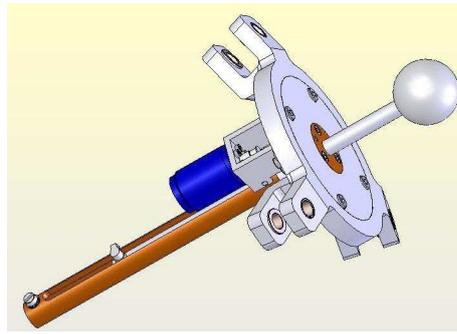


FIGURE 3.25 – Structure de la plateforme avec le mécanisme de translation

6 Influence des erreurs de fabrication

Le but de cette partie est de caractériser les erreurs d'orientation de l'organe terminal du manipulateur parallèle sphérique 3-RRR adopté pour notre interface haptique. Ces erreurs sont généralement la conséquence des défauts de fabrication ou des imperfections des articulations .

La stratégie adoptée est basée sur la détermination des erreurs maximales de fabrication acceptables pour une précision donnée du mécanisme. Pour atteindre cet objectif, nous avons évalué l'erreur d'orientation de l'effecteur final généré par une série de défauts de fabrication. Le modèle utilisé dans cette étude suppose que les liaisons sont idéales et que les erreurs de fabrication peuvent être représentées par des torseurs de petits déplacements.

6.1 Torseurs des petits déplacements

Dans le cas d'une liaison R-R binaire idéale, repère de référence $R(O, \mathbf{X}, \mathbf{Y}, \mathbf{Z})$ est lié à la première articulation et un second $R'(O', \mathbf{X}', \mathbf{Y}', \mathbf{Z}')$ est lié à la deuxième liaison.

A cause des erreurs de fabrication, le lien réel remplace le lien parfait S et le repère de référence R' est remplacé par le repère $R^*(O^*, \mathbf{X}^*, \mathbf{Y}^*, \mathbf{Z}^*)$ (3.26).

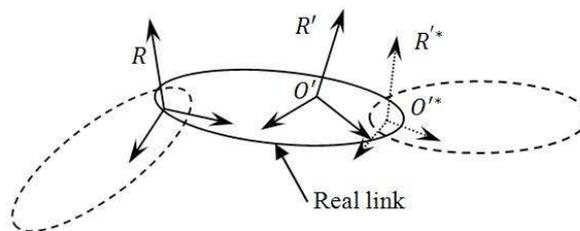


FIGURE 3.26 – paramétrage d'un lien réel

Théoriquement, le lien S^* est inséré entre deux liens S et S' ayant une liaison J . De ce fait, la liaison J devient entre S^* et S' . La configuration résultante est présentée par la figure 3.27.

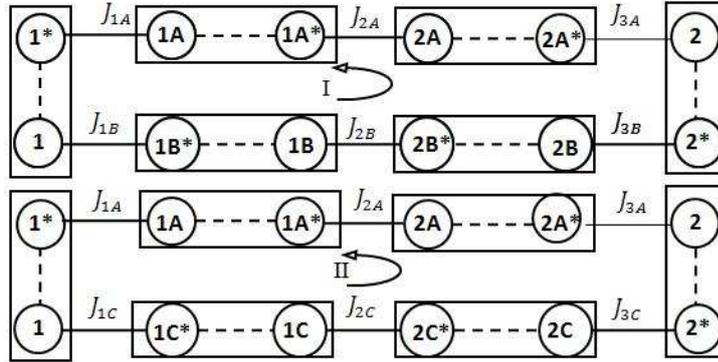


FIGURE 3.28 – Les deux chaînes fermées du SPM avec les erreurs de fabrication

On décrit le changement entre S and S^* par un torseur des petits déplacements noté $\mathfrak{T}_{S^*}^S$ et écrit dans le repère R' comme :

$$\mathfrak{T}_{S^*}^S = \left\{ \begin{array}{c} \delta\rho_{S^*}^S \\ \delta\mathbf{t}(O'^*) \end{array} \right\}_{R'} \quad (52)$$

Où $\delta\rho_{S^*}^S$ une petite rotation de R'^* par rapport à R' et $\delta\mathbf{t}(O'^*)$ une petite translation du point O' au point O'^* .

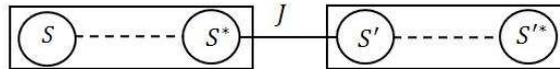


FIGURE 3.27 – Modèle de liaison entre un lien S et S' avec prise en compte de l'erreur de fabrication

La figure 3.28 représente la représentation générale de la SPM compte tenu de l'insertion de liens virtuels et les détails des deux boucles fermées adoptées dans l'étude des effets des erreurs de fabrication.

6.2 Erreur de fabrication pour un Lien R-R

La figure 3.29 présente le cas étudié d'une liaison connectée par deux articulations rotoides (R) de maillons adjacents. Le premier et le second axes communs sont respectivement Z et Z' . La géométrie de la liaison est donnée par l'angle fixe ρ , tandis que la rotation de l'articulation est décrite par la variable θ . Le repère R et R' sont respectivement associés à la première et à la deuxième articulation. Le torseur des erreurs de fabrication représente l'erreur sur l'angle ρ , $\delta\rho$, et aussi l'erreur sur la position du centre O' déplacé vers la nouvelle position O'^* et exprimé dans le repère R' . La figure ?? décrit le lien tenant compte des erreurs. La variation induite de l'angle θ , $\delta\theta$, ne fait pas partie du torseur, car il correspond à la variable commune.

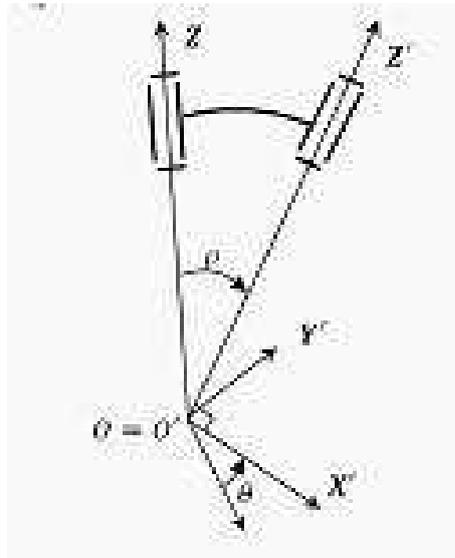


FIGURE 3.29 – Paramètre de lien réel

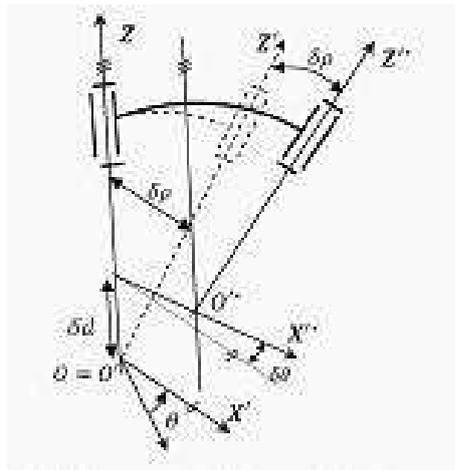


FIGURE 3.30 – Paramètre de lien avec les erreurs de fabrication

La petite rotation peut s'écrire de la forme:

$$\delta\rho = \delta\rho \cdot \mathbf{X}'^* \quad (53)$$

avec $\mathbf{X}'^* = \cos \delta\theta \mathbf{X}' + \sin \delta\theta \mathbf{Y}'$

Cependant, puisque $\delta\theta$ est infinitésimal, \mathbf{X}'^* devient :

$$\mathbf{X}'^* = \mathbf{X}' + \delta\theta \mathbf{Y}' \quad (54)$$

Et on obtient,

$$\delta\rho = \delta\rho \cdot \mathbf{X}' + \delta\rho \cdot \delta\theta \cdot \mathbf{Y}' \quad (55)$$

En considérant seulement les petits déplacements de premier ordre , on peut écrire :

$$\delta\rho = \delta\rho.\mathbf{X}' \quad (56)$$

Aussi

$$\delta\mathbf{t}=\mathbf{O}'\mathbf{O}'^* = \delta d \mathbf{Z} + \delta\rho \mathbf{X}'^* \quad (57)$$

Ces deux équations mènent à :

$$\delta\mathbf{t} = \delta\rho \mathbf{X}' + \delta d (-\sin\rho \mathbf{Y}' + \cos\rho \mathbf{Z}') \quad (58)$$

Le torseur des petits déplacements peut alors s'écrire de la manière suivante:

$$\mathfrak{J}_{S^*}^S = \left\{ \begin{array}{c} \delta\rho \\ \delta\mathbf{t} \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{c} \delta\rho \\ 0 \\ 0 \\ \delta a \\ -\delta d \sin\rho \\ \delta d \cos\rho \end{array} \right\}_{R'} \quad (59)$$

Pour les différents lien du e 3-RRR, l'angle ρ est égale à :

1. La base (1) : $\rho = \rho_1 = \pi/2$
2. Le Lien 1k : $\rho = \alpha$
3. Le Lien 2k : $\rho = \beta$
4. Et la plateforme (2) : $\rho = \rho_2 = \pi/6$

6.3 Torseur des erreurs opérationnels

Le torseur des erreurs de fonctionnement décrit le déplacement provoqué par les erreurs de fabrication. Ce petit déplacement est autorisé par la liaison et représente un écart par rapport à la valeur de l'angle nominal. Puisque les articulations de la base sont bloquées par les moteurs, nous supposons que le torseur des erreurs de fonctionnement de ces articulations est nul. En général, les erreurs de fonctionnement correspondants à une articulation R peuvent être écrites comme :

$$\mathfrak{J}_{S^*}^S = \left\{ \begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ \delta\gamma_{ik} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{array} \right\}_{R'}^T \quad (60)$$

avec $i = 1, 2, 3$ and $k = A, B, C$.

6.4 Les équations de fermeture de chaînes

Tel que défini précédemment dans la figure 3.28, le modèle du mécanisme peut être décrit par deux boucles fermées. Les équations à résoudre sont données par la formulation suivante:

1. Boucle I : jambes A et B

$$(\mathfrak{J}_1^{1B*} + \mathfrak{J}_{1B*}^{1B}) + (\mathfrak{J}_{1B}^{2B*} + \mathfrak{J}_{2B*}^{2B}) + (\mathfrak{J}_{2B}^{2*} + \mathfrak{J}_{2*}^2) + (\mathfrak{J}_2^{2A*} + \mathfrak{J}_{2A*}^{2A}) + (\mathfrak{J}_{2A}^{1A*} + \mathfrak{J}_{1A*}^{1A}) + (\mathfrak{J}_{1A}^1 + \mathfrak{J}_{1*}^1) = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (61)$$

1. Boucle II : Jambes A et C

$$(\mathfrak{J}_1^{1C*} + \mathfrak{J}_{1C*}^{1C}) + (\mathfrak{J}_{1C}^{2C*} + \mathfrak{J}_{2C*}^{2C}) + (\mathfrak{J}_{2C}^{2'*} + \mathfrak{J}_{2'*}^2) + (\mathfrak{J}_2^{2A*} + \mathfrak{J}_{2A*}^{2A}) + (\mathfrak{J}_{2A}^{1A*} + \mathfrak{J}_{1A*}^{1A}) + (\mathfrak{J}_{1A}^1 + \mathfrak{J}_{1*}^1) = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (62)$$

Puisque on prend les erreurs opérationnelles au niveau des articulations actives comme nuls, les torseurs \mathfrak{J}_{1A}^1 , \mathfrak{J}_1^{1B*} et \mathfrak{J}_1^{1C*} sont nuls et les équations 61 and 62 peuvent être écrites comme suit :

$$\mathfrak{J}_{1B}^{2B*} + \mathfrak{J}_{2B*}^{2*} + \mathfrak{J}_2^{2A*} + \mathfrak{J}_{2A*}^{1A*} = -\mathfrak{J}_{1B*}^{1B} - \mathfrak{J}_{2B*}^{2B} - \mathfrak{J}_{2*}^2 - \mathfrak{J}_{2A*}^{2A} - \mathfrak{J}_{1A*}^{1A} - \mathfrak{J}_{1*}^1 \quad (63)$$

$$\mathfrak{J}_{1C}^{2C*} + \mathfrak{J}_{2C*}^{2'*} + \mathfrak{J}_2^{2A*} + \mathfrak{J}_{2A*}^{1A*} = -\mathfrak{J}_{1C*}^{1C} - \mathfrak{J}_{2C*}^{2C} - \mathfrak{J}_{2'*}^2 - \mathfrak{J}_{2A*}^{2A} - \mathfrak{J}_{1A*}^{1A} - \mathfrak{J}_{1*}^1 \quad (64)$$

Les trois premières équations scalaires dans le système 63 et 64 peuvent être écrites sous la forme:

$$\delta\gamma_{2B} \mathbf{Z}_{2B} + \delta\gamma_{3B} \mathbf{Z}_{3B} + \delta\gamma_{3A} \mathbf{Z}_{3A} + \delta\gamma_{2A} \mathbf{Z}_{2A} = -\delta\alpha_{1B} \mathbf{X}_{1B} - \delta\beta_{2B} \mathbf{X}_{2B} - \delta\rho_2 \mathbf{X}_{3B} - \delta\beta_{2A} \mathbf{X}_{3A} - \delta\alpha_{1A} \mathbf{X}_{2A} - \delta\rho_1 \mathbf{X}_{1A} \quad (65)$$

$$\delta\gamma_{2C} \mathbf{Z}_{2C} + \delta\gamma_{3C} \mathbf{Z}_{3C} + \delta\gamma_{3A} \mathbf{Z}_{3A} + \delta\gamma_{2A} \mathbf{Z}_{2A} = -\delta\alpha_{1C} \mathbf{X}_{1C} - \delta\beta_{2C} \mathbf{X}_{2C} - \delta\rho_2 \mathbf{X}_{3C} - \delta\beta_{2A} \mathbf{X}_{3A} - \delta\alpha_{1A} \mathbf{X}_{2A} - \delta\rho_1 \mathbf{X}_{1A} \quad (66)$$

On a ainsi 6 équations scalaires à 6 inconnus : $\delta\gamma_{2B}$, $\delta\gamma_{3B}$, $\delta\gamma_{3A}$, $\delta\gamma_{2A}$, $\delta\gamma_{2C}$, et $\delta\gamma_{3C}$.

Cependant, les trois dernières équations scalaires dans les équations 63 et 64 donnent 6 équations linéaires, qui ne contiennent pas les erreurs opérationnelles. Ces équations représentent les six relations de compatibilité représentant l'hyperstatisme du mécanisme..

6.5 Calcul de l'erreur d'orientation de l'organe terminal

Résoudre les équations 65 et 66 est associé aux erreurs opérationnelles, qui peuvent être utilisées pour calculer les erreurs d'orientation de la plate-forme de la manière suivante

$$\begin{Bmatrix} \delta \mathbf{r} \\ \delta \mathbf{O} \end{Bmatrix} = \mathfrak{J}_2^{2A*} + \mathfrak{J}_{2A*}^{2A} + \mathfrak{J}_{2A}^{1A*} + \mathfrak{J}_{1A*}^{1A} + \mathfrak{J}_{1*}^1 \quad (67)$$

Où $\delta \mathbf{r}$ est le vecteur des erreurs de rotation donné par

$$\delta \mathbf{r} = \begin{bmatrix} \delta r_x \\ \delta r_y \\ \delta r_z \end{bmatrix} = \delta \gamma_{3A} \mathbf{Z}_{3A} + \delta \beta_{2A} \mathbf{X}_{3A} + \delta \gamma_{2A} \mathbf{Z}_{2A} + \delta \alpha_{1A} \mathbf{X}_{2A} - \delta \rho_1 \mathbf{X}_{1A} \quad (68)$$

Pour plus de clarté, nous pouvons adopter la représentation axe-angle pour évaluer l'erreur d'orientation. L'angle d'erreur peut alors s'écrire:

$$\delta \phi = \arccos \left(\frac{1}{2(\text{tr}(\mathbf{M}) - 1)} \right) \quad (69)$$

Avec $\mathbf{M} = \text{Rot}(\mathbf{X}_0, \delta r_x) \cdot \text{Rot}(\mathbf{Y}_0, \delta r_y) \cdot \text{Rot}(\mathbf{Z}_0, \delta r_z)$ et $\delta r_x, \delta r_y$ et δr_z sont donné par l'équation 68.

Les trois autres équations scalaires de l'équation 67 représentent le vecteur de la translation du centre SPM. Théoriquement, ce vecteur doit être égal à zéro pour assurer le montage du mécanisme, qui représentent les six équations de compatibilité à satisfaire. Ce problème n'est pas étudié dans cette partie.

6.5.1 Données des erreurs de fabrication

Puisque le calcul de l'erreur dépend de la configuration de la structure sphérique, on a balayé l'espace de travail du SPM en adoptant 100 orientations de l'axe de la plateforme Z_E . Ces orientations sont choisies parmi l'ensemble représenté par le cône de la figure 3.17. Pour les erreurs de fabrication, nous avons choisi les valeurs angulaires pour $\delta \rho$ allant de 10° à 30°.

Le but de cette étude est de tester différents niveaux d'erreurs de fabrication et de calculer les erreurs de rotation induites sur la structure parallèle sphérique. Pour chacun des 100 orientations de la plateforme, nous avons calculé les erreurs en prenant 1000 valeurs aléatoires des erreurs de fabrication $\delta \rho$. Le nombre de choix possibles peut atteindre 2^{12} combinaisons (nous avons 12 erreurs de fabrication dans les équations 65 et 66). Il est à noter que le choix d'un certain nombre de combinaisons d'erreurs supérieures à 1000 n'a pas eu d'effet sur les résultats obtenus.

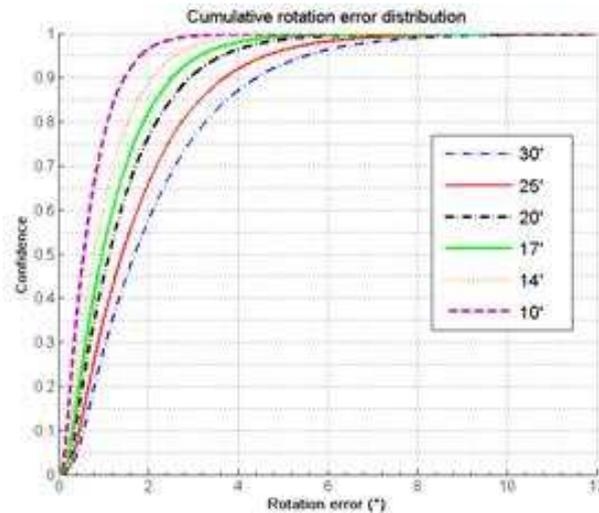


FIGURE 3.31 – Erreur de rotation de la plateforme

6.5.2 Erreur d'orientation de l'organe terminal

La figure 3.31 donne la distribution de l'erreur de rotation pour 6 différentes valeurs de l'erreur angulaire $\delta\rho$. Les valeurs limites de l'erreur d'orientation $\delta\varphi$ sont indiquées dans la colonne 2 du tableau 3.3. Cette valeur est calculé à 95 de la valeur nominale. Le même tableau donne les valeurs moyennes de l'ensemble des 10^5 erreurs de rotation calculées. Les valeurs élevées obtenues, en particulier pour $\delta\rho = \pm 30'$, sont des valeurs extrêmes qui ont une faible probabilité de se produire. Ceci est clairement illustré par la figure 3.32 qui représente la distribution des erreurs de rotation dans le cas d' $\delta\rho = \pm 30'$. Le pic de la courbe représentant la distribution des valeurs extrêmes généralisées utilisés pour ajuster cette distribution antisymétrique, on obtient pour une valeur d'erreur de $1,1^\circ$, ce qui est loin des $5,5^\circ$ obtenues à 95% de confiance. Dans notre application, et puisque nous cherchons à suivre le mouvement manuel du chirurgien, nous estimons qu'une erreur inférieure à 3° à 95% de niveau de confiance, est acceptable. Par conséquent, l'erreur de fabrication angulaire $\delta\rho = \pm 14'$ peuvent être pris en considération.

7 Conclusion

Une conception optimisée d'un dispositif haptique pour la chirurgie mini-invasive a été présentée. Le mécanisme est basé sur une architecture parallèle sphérique optimisé en fonction de l'espace de travail de l'opération d'anastomose et fournir dextérité manipulation maximale. Cet espace de travail a été caractérisé expérimentalement par un système de capture de mouvement enregistrement des mouvements d'un expert exécution de la tâche chirurgicale. Un objectif d'optimisation multiples a été réalisée en utilisant un algorithme génétique Procédé pour identifier le paramètre géométrique optimale souhaitée du manipulateur. Les fonctions objectif à

TABLE 3.3 – Valeurs caractéristiques de la distribution des erreurs de rotation

Erreur de fabrication	Erreur à 95% de confiance (°)	Valeur moyenne(°)
10'	1.8	0.7
14'	2.6	1
17'	3.2	1.3
20'	3.7	1.5
25'	4.6	1.9
30'	5.5	2.2

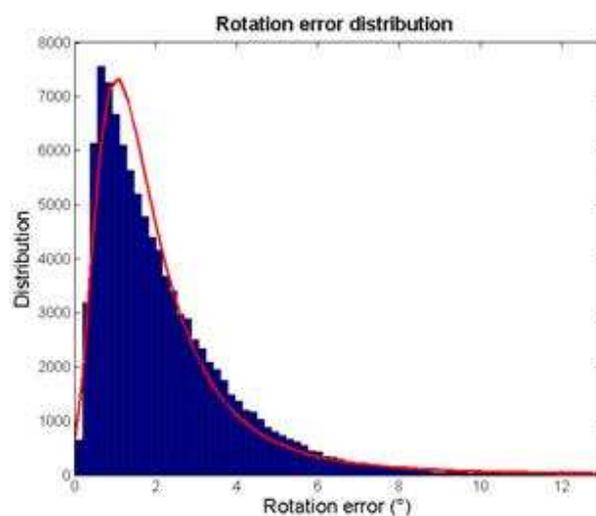


FIGURE 3.32 – Distribution pour l’erreur de rotation pour $\delta\rho = 30'$

minimiser est l'espace de travail et la dextérité du SPM. Une étude sur le comportement du mécanisme par rapport aux erreurs de fabrication a également été détaillée. Il a été montré qu'une gamme de fabrication angulaire d'erreur de ± 14 minute d'angle peut produire jusqu'à $2,6^\circ$ d'erreur sur l'orientation de l'effecteur terminal.

Etude des schémas de téléopération

Sommaire

1	Introduction	86
2	La commande bilatérale	87
2.1	Schéma de contrôle Position-Position	87
2.2	Schéma de contrôle Position-Force	87
2.3	Schéma quatre canaux	88
3	Système Maître-esclave à 1 ddl	89
3.1	Mécanismes	89
3.2	Modélisation	90
3.2.1	Modèle du maître	90
3.2.2	Modèle de l'esclave	91
3.3	Conception du contrôleur	91
3.3.1	Modèle global de téléopération	91
3.3.2	Transparence du système	93
4	Simulation et résultats	95
4.1	Mouvement étudié	96
4.2	résultats	97
4.2.1	Contrôleur proportionnel sans mesure de force	97
4.2.2	Contrôleur statique avec mesure de force : Force -Position	99
4.2.3	Contrôleur PD avec mesure de force	101
5	Conclusion	102
6	PRINCIPE DE BASE D'UN AG SIMPLE	105
7	CODAGE	106
7.1	Codage binaire	106
7.2	Codage réel	107
8	OPERATEURS DE REPRODUCTION	107

1 Introduction

La finalité principale d'une interface haptique, comme introduit dans le premier chapitre de ce travail, est de permettre la commande d'un système distant afin de réaliser une tâche déportée. L'utilisateur devra alors ressentir les efforts mis en jeux par cet environnement distant. L'interface haptique présente alors deux parties conjointes. La première est la structure mécanique manipulée par l'utilisateur dont on a fait l'étude dans la phase précédente et une deuxième partie qui englobe le schéma de contrôle qui assure l'échange des forces et des informations de positions entre le site maître et le site esclave. Ce schéma de contrôle ou de télé-opération est défini comme une modélisation des systèmes électromécaniques de l'interface haptique dans son environnement de travail. Il intègre les différentes variables de position et de force. La figure 4.1 montre une synoptique de ce schéma. Idéalement, le schéma de contrôle doit garantir une transparence parfaite, les facteurs d'inertie et de frottement vont à l'encontre de cette caractéristique. La méthode implémentée pour mettre en œuvre le retour haptique est aussi un élément important pour son efficacité. Elle dépend principalement des données capteur disponibles.

Dans cette partie nous présentons une étude des schémas de contrôle pour l'interface haptique pour la chirurgie mini-invasive. La nature parallèle symétrique de la structure sphérique adoptée permet de répartir l'inertie du système équitablement sur les actionneurs. Le problème est alors abordé en concevant un banc d'essai à un seul ddl pour étudier les performances de différentes méthodes de contrôle implémentées.

Ce chapitre commence alors par une revue des stratégies de commande bilatérale pour le retour haptique. Nous présentons ensuite la conception et la modélisation du banc d'essai adoptée et la composition du système maître et du système esclave. La dernière partie concerne la commande du système et l'implémentation des trois méthodes de contrôle les plus utilisées dans la littérature. Les résultats sont enfin discutés.

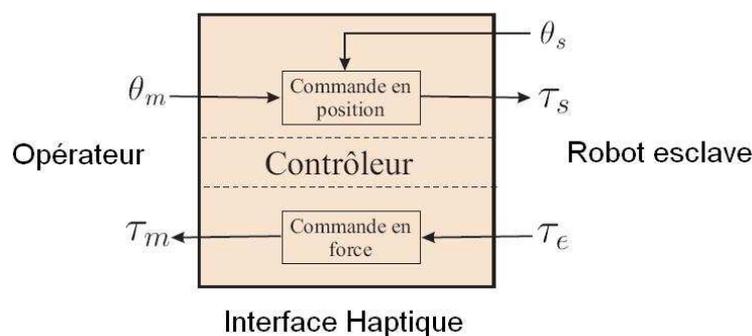


FIGURE 4.1 – Synoptique de téléopération

2 La commande bilatérale

Nous présentons dans cette partie une vision des stratégies de commande les plus implémentées dans les systèmes haptiques. La différence entre ces schémas repose principalement sur la nature des paramètres contrôlés dans les parties maître et esclave.

2.1 Schéma de contrôle Position-Position

Un retour d'effort peut être mis en œuvre en utilisant les informations élémentaires de position du maître et de l'esclave. Cette méthode répandue et utilisée dans les premières interfaces haptiques telles que le Phantom (?) qui exploite l'erreur de position pour générer, avec un certain gain, une force proportionnelle ressentie par l'opérateur. Cette force est alors appliquée par l'interface sur l'utilisateur (?). La figure 4.2 illustre cette stratégie de commande Position-Position.

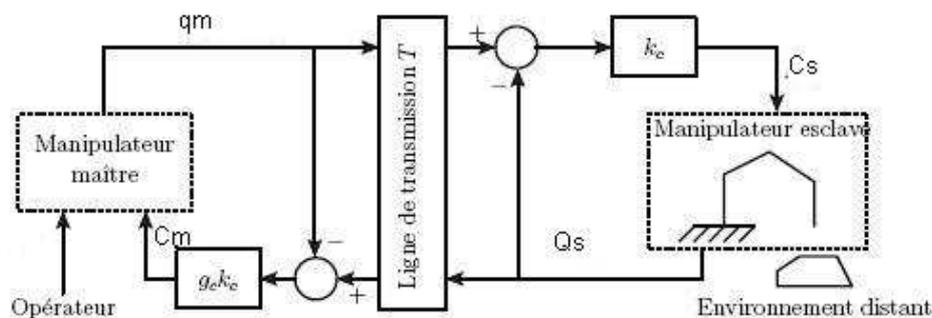


FIGURE 4.2 – Schéma de commande Position-Position

Le système d'équation qui régit cette stratégie est donné par :

$$\begin{aligned} C_m &= g_c k_c (q_m - q_s) \\ C_s &= k_c (q_m - q_s) \end{aligned} \quad (1)$$

L'avantage de cette stratégie réside dans sa facilité de mise en œuvre et dans le nombre réduit des capteurs utilisés. En plus, il offre la capacité de sentir les mouvements à vide du robot esclave. Cependant, le manque d'information sur les forces appliquées diminue la qualité et la précision des efforts ressentis par l'utilisateur.

2.2 Schéma de contrôle Position-Force

Dans cette stratégie de commande, les informations échangées sont à la fois la position et la force appliquée (?). En effet, la position q_m du maître représente la consigne à atteindre par

le système esclave. L'erreur de position sert alors seulement à générer la consigne actionneur pour l'esclave. D'un autre côté, un capteur de force mesure l'effort de contact entre l'esclave et l'environnement de travail C_s et l'injecte comme consigne à l'actionneur du maître (?). La figure 4.3 montre la synoptique de ce schéma.

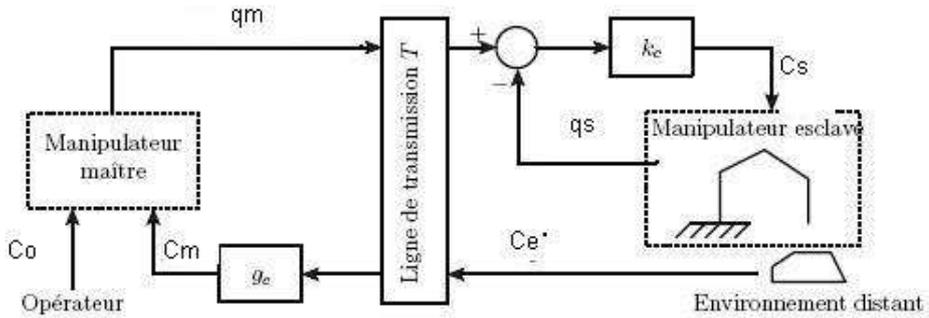


FIGURE 4.3 – Schéma de commande Position-Force

Le système d'équation qui régit cette stratégie est donné par :

$$\begin{aligned} C_m &= g_c C_s \\ C_s &= k_c (q_m - q_s) \end{aligned} \quad (2)$$

Cette stratégie, plus coûteuse en équipements que la méthode Position-Position, permet une sensation d'effort plus réelle. Néanmoins, ce retour d'effort n'est appliqué que dans les phases de contact entre l'esclave et l'environnement de travail. Si le robot est en mouvement libre, l'utilisateur ne ressent aucun retour.

2.3 Schéma quatre canaux

Le schéma quatre canaux permet d'exploiter, à la fois les informations de position et de force (?). Contrairement aux deux schémas précédents, ces informations sont recueillies des deux côtés maître et esclave. Le but est d'assurer une précision des mouvements à travers le contrôle en position et un retour d'effort en espace libre. On aura aussi une sensation plus fine lors du contact avec l'environnement grâce aux mesures délivrées par les capteurs de force des deux côtés maître et esclave du système. La figure 4.4 montre le schéma de principe de cette stratégie.

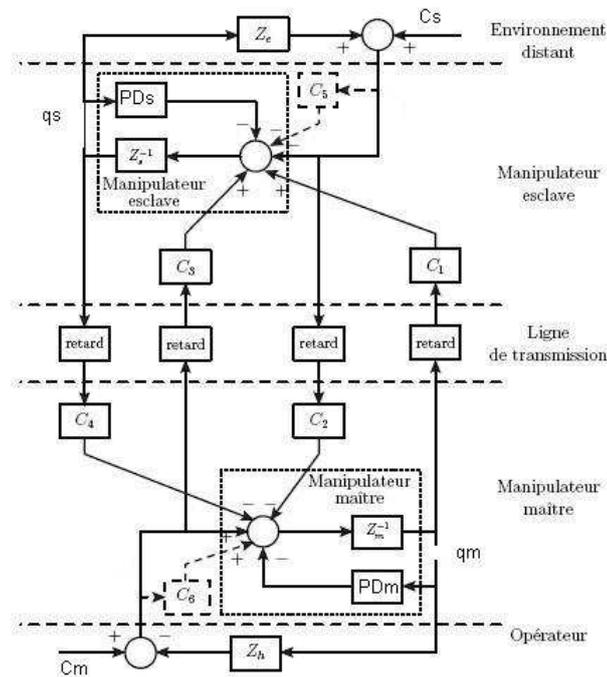


FIGURE 4.4 – Schéma de commande 4 canaux

3 Système Maître-esclave à 1 ddl

Dans le but d'explorer les différentes alternatives de commande d'un système de téléopération nous avons opté pour un travail modulaire. En effet, la structure parallèle sphérique adoptée pour la chirurgie mini-invasive présente trois ddl de rotation qui peuvent être commandés séparément. On s'est orienté alors vers l'étude d'un seul ddl et généraliser les résultats pour la structure complète. Ce travail élémentaire permet d'explorer plusieurs schémas de contrôle sans se confronter à la complexité du système complet. Nous avons conçu alors un banc d'essai à un seul ddl de rotation dont on présentera l'étude dans la partie suivante.

3.1 Mécanismes

La figure 4.5 montre les deux systèmes maître et esclave à 1 ddl. Pour simplifier la conception, la structure de base est identique. La partie maître présente une manette commandée par l'utilisateur pour effectuer les mouvements. On a aussi utilisé le même système à cabestan pour la transmission des couples appliqués par le moteur de l'interface de l'opérateur. Concernant la partie esclave, une transmission poulie-courroie relie le moteur à l'axe de rotation du mécanisme. Ce dernier présente à son extrémité un levier représentant une charge à supporter. Un positionnement de charges supplémentaires sous forme de masselottes est prévu afin de diversifier les possibilités de test.

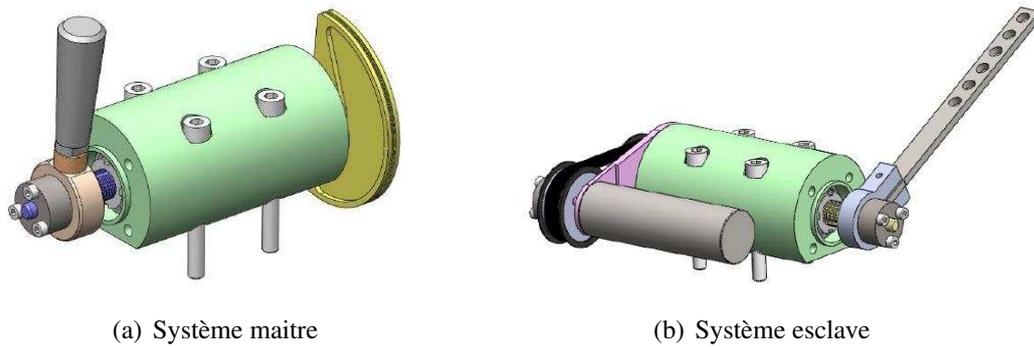


FIGURE 4.5 – Maquette à 1 ddl

Afin de pouvoir implémenter les schémas de commande déjà présentés, les données de position et de force sont nécessaires. La mesure de position est assurée par les codeurs des moteurs. Pour les forces, des jauges de déformations sont positionnées sur le levier de l'esclave afin de détecter la déformation en contact avec un obstacle et ensuite remonter à la valeur de l'effort.

3.2 Modélisation

Pour la modélisation de notre système, nous supposons que la nature de la transmission entre l'opérateur et l'actionneur de l'interface haptique ainsi que la transmission entre l'environnement et l'actionneur de l'esclave sont de type rigide. La figure 4.6 montre le paramétrage de chacun des systèmes.

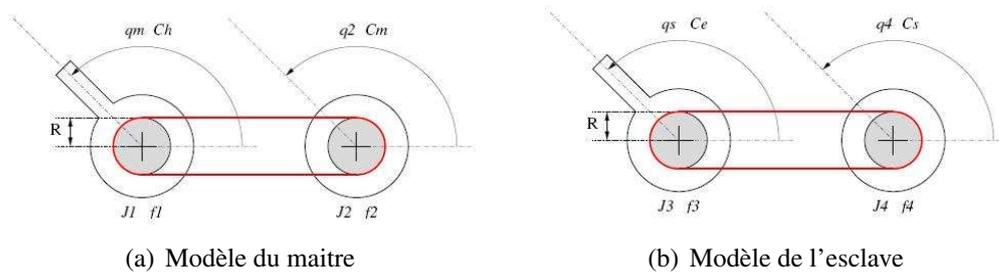


FIGURE 4.6 – Modèles de transmission rigide

3.2.1 Modèle du maître

Le comportement mécanique du maître présente une analogie avec celui d'un système masse-ressort. En considérant les inertie de masse en mouvement J et les coefficient de frot-

tement f , le comportement dynamique du système est régi par :

$$(J_1 + J_2)\ddot{q}_m = C_h + C_m - (f_1 + f_2)\dot{q}_m \quad (3)$$

En appliquant la transformée de Laplace l'équation devient :

$$\dot{q}_m = \underbrace{\frac{1}{J_m s + f_m}}_{M_{mh}} C_h + \underbrace{\frac{1}{J_m s + f_m}}_{M_{mm}} C_m \quad (4)$$

Cette écriture relie la vitesse du maître \dot{q}_m au couple C_h appliqué par l'opérateur et au couple moteur C_m . Les expressions globales de l'inertie et du frottement sont alors :

$$J_m = J_1 + J_2 \quad (5a)$$

$$f_m = f_1 + f_2 \quad (5b)$$

3.2.2 Modèle de l'esclave

Étant identique au système maître, le modèle de l'esclave présente seulement des différences au niveau des caractéristiques d'inertie et du frottement. L'équation du modèle s'écrit comme suit :

$$(J_3 + J_4)\ddot{q}_s = C_e + C_s - (f_3 + f_4)\dot{q}_s \quad (6)$$

Dans le domaine temporel on a :

$$\dot{q}_s = \underbrace{\frac{1}{f_s + J_s s}}_{M_s} C_e + \underbrace{\frac{1}{f_s + J_s s}}_{M_s} C_s \quad (7)$$

Avec

$$J_s = J_3 + J_4 \quad (8a)$$

$$f_s = f_3 + f_4 \quad (8b)$$

sont l'inertie et le frottement globaux relatifs à l'esclave.

3.3 Conception du contrôleur

3.3.1 Modèle global de téléopération

La figure 4.7 montre la représentation en bloc du modèle global du système maître-esclave. Il est à noter que le comportement des composants du système est considéré comme linéaire. Les couples dus à la gravité sont aussi compensés par les couples actionneurs. Le système comporte

alors deux entrées, C_h et C_e , et deux sorties, \dot{q}_m et \dot{q}_s . Les blocs représentant les modèles mécaniques sont M_{mm} et M_{mh} pour le maître, et M_s pour l'esclave. A_m and A_s représentent les actionneurs, quant à S_m , S_s et S_e représentent les capteurs utilisés.

La partie représentant le schéma de commande est formée par les six boîtes K_{mm} , K_{ms} , K_{me} , K_{sm} , K_{ss} et K_{se} , qui fournissent les consignes de référence pour les deux actionneurs en fonction des données capteurs.

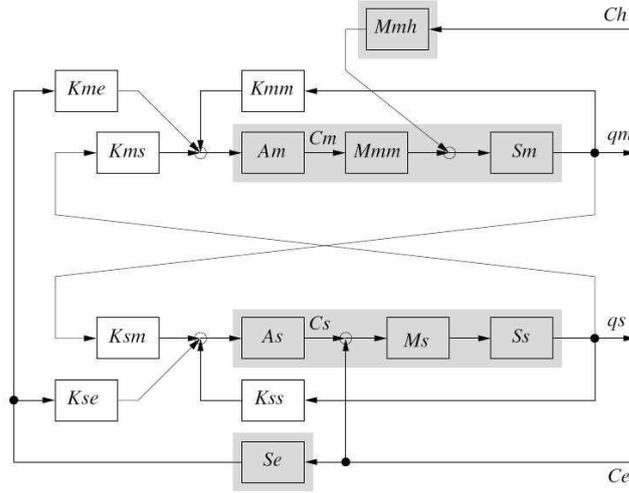


FIGURE 4.7 – Modèle du système de téléopération

Chaque bloc du modèle est représenté analytiquement par une écriture matricielle reliant les différentes entrées-sorties. Il sont détaillés comme suit :

Le modèle mécanique :

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_m \\ \dot{q}_s \\ C_e \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} M_{mh} & 0 \\ 0 & M_s \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_{M_1} \begin{bmatrix} C_h \\ C_e \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} M_{mm} & 0 \\ 0 & M_s \\ 0 & 0 \end{bmatrix}}_{M_2} \begin{bmatrix} C_m \\ C_s \end{bmatrix} \quad (9)$$

Les capteurs:

$$\begin{bmatrix} q_{m,mes} \\ q_{s,mes} \\ C_{e,mes} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} S_m & 0 & 0 \\ 0 & S_s & 0 \\ 0 & 0 & S_e \end{bmatrix}}_S \begin{bmatrix} \dot{q}_m \\ \dot{q}_s \\ C_e \end{bmatrix} \quad (10)$$

Communication (capteur → contrôleur):

$$\begin{bmatrix} q_{m,ctr} \\ q_{s,ctr} \\ C_{e,ctr} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} e^{-sT_d} & 0 & 0 \\ 0 & e^{-sT_d} & 0 \\ 0 & 0 & e^{-sT_d} \end{bmatrix}}_{N_i} \begin{bmatrix} q_{m,mes} \\ q_{s,mes} \\ C_{e,mes} \end{bmatrix} \quad (11)$$

Contrôleur:

$$\begin{bmatrix} C_{m,ref,ctr} \\ C_{s,ref,ctr} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} K_{mm} & K_{ms} & K_{me} \\ K_{sm} & K_{ss} & K_{se} \end{bmatrix}}_K \begin{bmatrix} q_{m,ctr} \\ q_{s,ctr} \\ C_{e,ctr} \end{bmatrix} \quad (12)$$

Communication(contrôleur → actionneurs):

$$\begin{bmatrix} C_{m,ref} \\ C_{s,ref} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} e^{-sT_d} & 0 \\ 0 & e^{-sT_d} \end{bmatrix}}_{N_o} \begin{bmatrix} C_{m,ref,ctr} \\ C_{m,ref,ctr} \end{bmatrix} \quad (13)$$

Les actionneurs :

$$\begin{bmatrix} C_m \\ C_s \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} A_m & 0 \\ 0 & A_s \end{bmatrix}}_A \begin{bmatrix} C_{m,ref} \\ C_{s,ref} \end{bmatrix} \quad (14)$$

La relation entre les deux entrées et les deux sorties peut alors être exprimée à travers une matrice de quatre fonctions de transfert G_{ij} ,

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_m \\ \dot{q}_s \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} G_{11} & G_{12} \\ G_{21} & G_{22} \end{bmatrix}}_G \begin{bmatrix} C_h \\ C_e \end{bmatrix} \quad (15)$$

Cette matrice G est écrite en exploitant les expressions des bloc à travers l'expression suivante :

$$G = (I - M_2 A N_o K N_i S)^{-1} M_1 \quad (16)$$

3.3.2 Transparence du système

La transparence de la commande permet un suivi fidèle de la dynamique de système esclave par l'opérateur. On peut l'exprimer de la manière suivante :

$$Z_t \equiv Z_e, \quad (17)$$

avec Z_t l'impédance transmise ou ressentie par l'utilisateur et Z_e l'impédance de la partie esclave du système. Elles sont respectivement définies par :

$$Z_t = \frac{C_h}{\dot{q}_m} \quad (18a)$$

$$Z_e = \frac{-C_e}{\dot{q}_s}. \quad (18b)$$

Pour étudier la transparence de ce système ; on se base sur le modèle à 2-ports élaboré par Hannaford (1989). Une matrice H dite matrice d'immittance hybride permet de caractériser le

système et dresse la relation entre les vitesses (\dot{q}_m, \dot{q}_s) et les forces appliquées par l'opérateur et l'environnement (C_h, C_e). Cette matrice est définie par :

$$\begin{bmatrix} C_h \\ \dot{q}_s \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} \\ H_{21} & H_{22} \end{bmatrix}}_H \begin{bmatrix} \dot{q}_m \\ -C_e \end{bmatrix} \quad (19)$$

L'impédance transmise peut être écrite alors de la forme :

$$Z_t = \frac{H_{11} - (H_{11}H_{22} - H_{12}H_{21})Z_e}{1 - H_{22}Z_e} \quad (20)$$

Cette expression nous mène à une forme de la matrice H qui garantit la transparence du système pour tout environnement d'impédance Z_e

$$H = \begin{bmatrix} 0 & H_{12} \\ 1/H_{12} & 0 \end{bmatrix}, \quad (21)$$

Avec $H_{12} \neq 0$. Si on a $H_{12} \equiv 1$, alors on a $C_h \equiv -C_e$ et $\dot{q}_m \equiv \dot{q}_s$. Ce qui vérifie la condition d'une transparence idéale. L'utilisateur manipule l'interface comme s'il opère directement dans l'environnement esclave. La figure 4.8 montre les paramètres du modèle mis en relation par chacun des éléments de la matrice H.

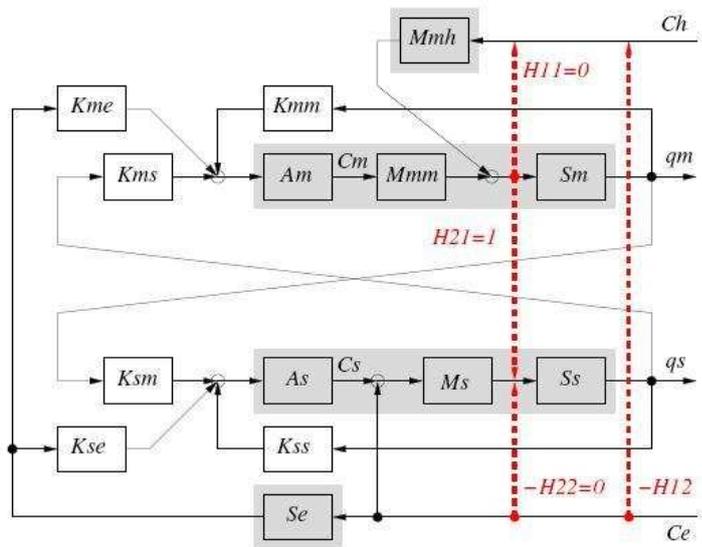


FIGURE 4.8 – Entités du modèles reliés par chacun des H_{ij}

Les expressions analytiques des H_{ij} sont alors données par :

$$H_{11} = \frac{1}{M_{mh}} - \frac{M_{mm}}{M_{mh}} \cdot \frac{A_m S_m \left[e^{-2sT_d} K_{mm} + e^{-4sT_d} A_s (K_{ms} K_{sm} - K_{mm} K_{ss}) M_s S_s \right]}{1 - e^{-2sT_d} M_s A_s K_{ss} S_s} \quad (22a)$$

$$H_{12} = \frac{M_{mm}}{M_{mh}} \cdot \frac{A_m \left[e^{-4sT_d} A_s (K_{ms} K_{se} - K_{me} K_{ss}) M_s S_e S_s + e^{-2sT_d} (K_{me} S_e + K_{ms} M_s S_s) \right]}{1 - e^{-2sT_d} M_s A_s K_{ss} S_s} \quad (22b)$$

$$H_{21} = \frac{e^{-2sT_d} M_s A_s K_{sm} S_m}{1 - e^{-2sT_d} M_s A_s K_{ss} S_s} \quad (22c)$$

$$H_{22} = \frac{-M_s (1 + e^{-2sT_d} A_s K_{se} S_e)}{1 - e^{-2sT_d} M_s A_s K_{ss} S_s} \quad (22d)$$

4 Simulation et résultats

Le but de cette partie de travail est de déterminer les paramètres du schéma de contrôle qui fournissent une transparence optimale du système. Le but alors est de trouver K_{sm} , K_{ss} et K_{se} qui donnent $H_{21} \approx 1$ et $H_{22} \approx 0$. La position de l'esclave q_s doit suivre une position de référence q_m générée par l'opérateur. La figure 4.9 montre le modèles de simulation dans l'environnement Matlab pour le système de téléopération étudié.

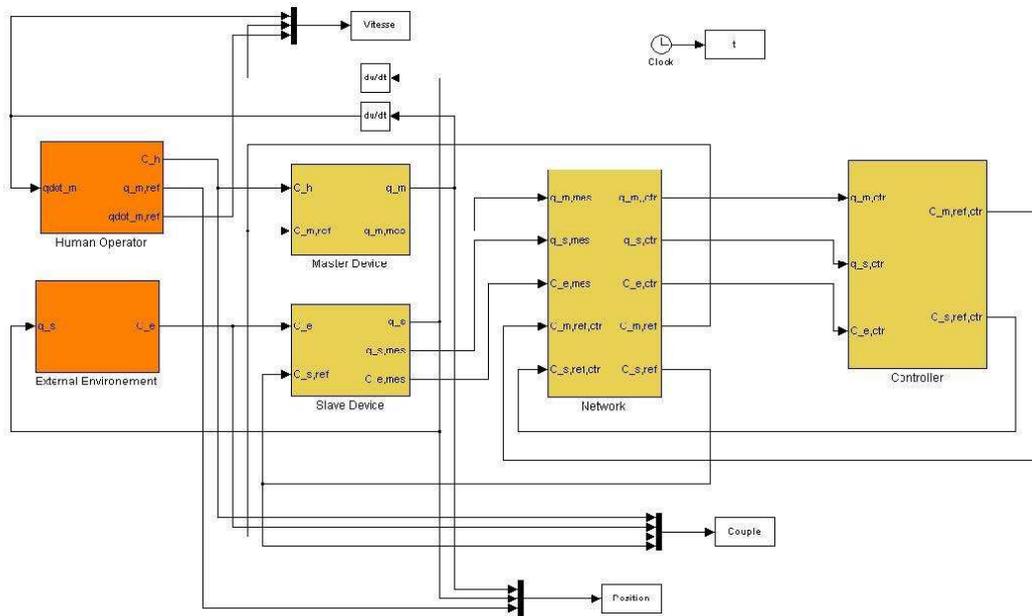


FIGURE 4.9 – Modèle Simulink du système de téléopération

Dans une première phase, on considère que le capteur de couple et les actionneurs sont parfaits. Le réseau est aussi considéré sans retard. Ceci dit que:

$$S_e = 1 \quad T_d = 0 \quad A_m = 1 \quad \text{et} \quad A_s = 1$$

Les expressions des H_{ij} deviennent alors :

$$H_{11} = \overbrace{f_m + J_m s}^{V_{11}} - \overbrace{\frac{(K_{ms}K_{sm} - K_{mm}K_{ss}) + sK_{mm}(f_s + J_s s)}{s(-K_{ss} + f_s s + J_s s^2)}}^{W_{11}} \quad (23a)$$

$$H_{12} = \frac{(K_{ms} + K_{ms}K_{se} - K_{me}K_{ss}) + sK_{me}(f_s + J_s s)}{-K_{ss} + f_s s + J_s s^2} \quad (23b)$$

$$H_{21} = \frac{K_{sm}}{-K_{ss} + f_s s + J_s s^2} \quad (23c)$$

$$H_{22} = \frac{-(1 + K_{se})s}{-K_{ss} + f_s s + J_s s^2} \quad (23d)$$

4.1 Mouvement étudié

La figure 4.10 montre la trajectoire de référence injectée au système. C'est un mouvement de rotation dans le sens positif commençant à $q_m = 0$ [rad] et qui finit à $q_m = 5\pi/6$ [rad], ensuite il rebrousse chemin vers la position initiale après une pause. Un couple extérieur C_e modélisant un obstacle est appliqué lorsque la position $q_m \geq \pi/2$. La valeur C_e du couple est donnée par la relation $C_e = -K_e(q_s - \pi/2)$ avec $K_e = 1$. L'obstacle considéré nous permet de d'effectuer complètement la trajectoire de référence. Les valeurs des paramètres des systèmes mécaniques du maître et de l'esclave sont comme suit :

$$J_1 = 10 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{]}$$

$$J_2 = 10 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{]}$$

$$f_1 = 5 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{/s]}$$

$$f_2 = 5 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{/s]}$$

$$K_t = 20 \times 10^3 \text{ [Kg/s}^2\text{]}$$

$$R = 50 \times 10^{-3} \text{ [m]}$$

$$J_s = 100 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{]}$$

$$f_s = 50 \times 10^{-3} \text{ [kg.m}^2\text{/s]}$$

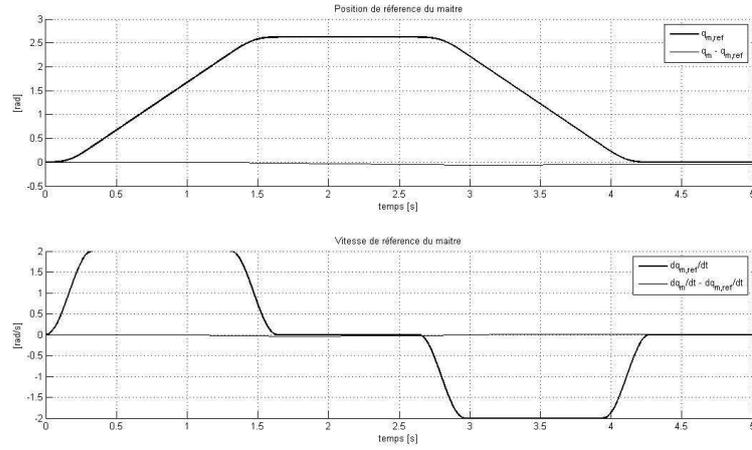


FIGURE 4.10 – Trajectoire de référence effectuée par l'opérateur

Dans notre étude, nous nous intéressons à plusieurs schémas de contrôle afin de dresser une image globale de leur performance dans le cas de notre système.

4.2 résultats

4.2.1 Contrôleur proportionnel sans mesure de force

Pour ce schéma de control, on dispose pas de capteur de couple ($K_{me} = K_{se} = 0$), cette mesure est déduite alors à partir de l'erreur de position par l'équation suivante :

$$C_e = \frac{sH_{21}}{H_{22}} q_m - \frac{s}{H_{22}} q_s \quad (24)$$

En prenant en compte les conditions initiales de l'essai, on a :

$$C_e = -K_{sm}q_m + (-K_{ss} + s(f_s + J_s s)) q_s \quad (25)$$

La matrice K de ce contrôleur est de valeur constante. Elle est de la forme :

$$K = \begin{bmatrix} -g_c k_{c0} & g_c k_{c0} & 0 \\ k_{c0} & -k_{c0} & 0 \end{bmatrix} \quad (26)$$

Avec k_{c0} et g_c des gain positifs.

Cette stratégie n'est en fait que le schéma de contrôle Position-Position. Les équations qui régissent le système complet sont alors de la forme :

$$C_{m,ref,ctr} = -g_c C_{s,ref,ctr} \quad (27a)$$

$$C_{s,ref,ctr} = k_{c0}(q_{m,ctr} - q_{s,ctr}) \quad (27b)$$

Ceci correspond à la matrice H suivante :

$$H = \begin{bmatrix} f_m + J_m s + \frac{g_c k_{c0}(f_s + J_s s)}{k_{c0} + f_s + J_s s} & \frac{g_c k_{c0}}{k_{c0} + f_s + J_s s} \\ \frac{k_{c0}}{k_{c0} + f_s + J_s s} & -\frac{s}{k_{c0} + f_s + J_s s} \end{bmatrix} \quad (28a)$$

Les figures 4.11 et 4.12 représentent respectivement les couples des différents composants et les erreurs en position, vitesse et couple enregistrées lors du mouvement étudié. On remarque que $H_{12}(0) = 1$, g_c doit être égale à 1. L'erreur en position $q_s - q_m$ représente une valeur stable lorsque on applique le couple C_e de l'environnement. En effet $E_{22} = 1/(k_{c0} + f_s + J_s s^2)$, une solution pour réduire cette erreur est de mettre ck_{c0} assez grande. On constate aussi que l'erreur en couple $C_h - (-C_e)$ est très proche de zéro. Cependant, en mouvement dans l'espace libre, l'opérateur ressent une impédance égale à :

$$H_{11} = (f_m + g_c f_s) + \left(J_m + g_c J_s - \frac{g_c f_s^2}{k_c} \right) s + O[s]^2 \quad (29)$$

En effet, puisque $g_c = 1$, l'inertie du maître et de l'esclave se superposent, l'utilisateur ressent alors la somme des inerties et des frottements du maître et de l'esclave à la fois.

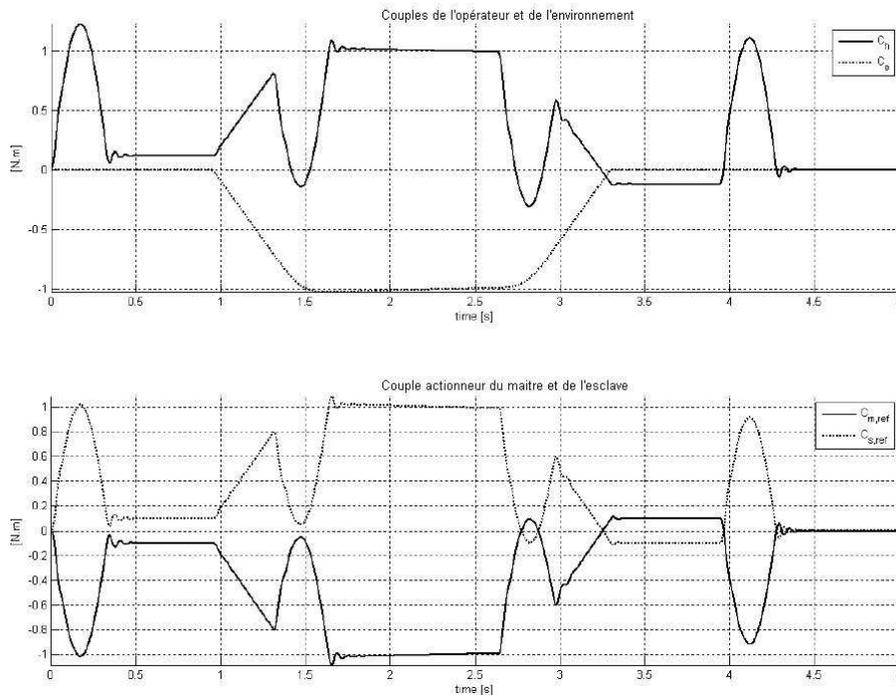


FIGURE 4.11 – Les couples mis en jeu pour la commande Position-Position

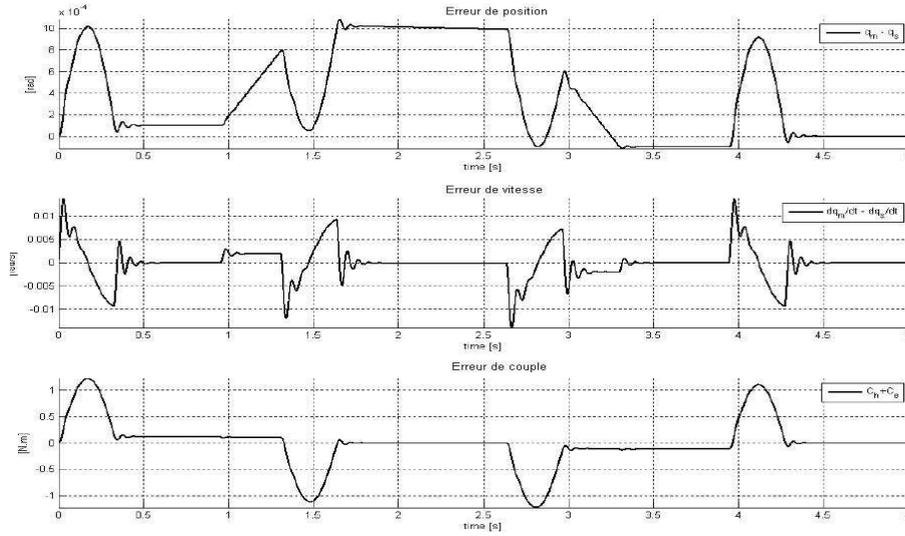


FIGURE 4.12 – Erreurs mis en jeu pour la commande Position-Position

4.2.2 Contrôleur statique avec mesure de force : Force -Position

Dans le cas où on dispose d'un capteur de couple au niveau de l'esclave, la matrice K reste toujours constante avec l'introduction d'un nouveau gain w_c .

$$K = \begin{bmatrix} -g_c k_{c0} & g_c k_{c0} & 1 - g_c(1 + w_c) \\ k_{c0} & -k_{c0} & w_c \end{bmatrix} \quad (30)$$

avec k_{c0} , g_c et w_c des gains positifs. Les équations qui régissent le système sont similaires à la commande Force-Position. Ces relations entre les entrées sorties sont données par :

$$C_{m,ref,ctr} = -g_c k_c C_{s,ref,ctr} + (1 - g_c) C_{e,ctr} \quad (31a)$$

$$C_{s,ref,ctr} = k_c (q_{m,ctr} - q_{s,ctr}) + w_c C_{e,ctr} \quad (31b)$$

Et on aura une matrice immittance H de la forme :

$$H = \begin{bmatrix} f_m + J_m s + \frac{g_c k_{c0} (f_s + J_s s)}{k_{c0} + s(f_s + J_s s)} & \frac{k_{c0} - s(f_s + J_s s)(-1 + g_c + g_c w_c)}{k_{c0} + s(f_s + J_s s)} \\ \frac{k_{c0}}{k_{c0} + f_s s + J_s s^2} & -\frac{s(1 + w_c)}{k_{c0} + f_s s + J_s s^2} \end{bmatrix} \quad (32a)$$

Les figures 4.13 et 4.14 montrent les résultats pour ce schéma. En effet, la transparence du système ne dépend plus que de g_c et on est capable d'atteindre une erreur de position nulle en fixant w_c à -1 ce qui nous donne $E_{22} \equiv 0$.

Nous sommes capables alors avec ce schéma d'optimiser l'erreur en position. Par contre, on constate que l'erreur en vitesse est fluctuante, ceci peut être dû à la fréquence de travail. La solution de ce problème est l'augmentation du gain au niveau de l'esclave afin d'atteindre une fréquence supérieur à la bande passante de l'utilisateur.

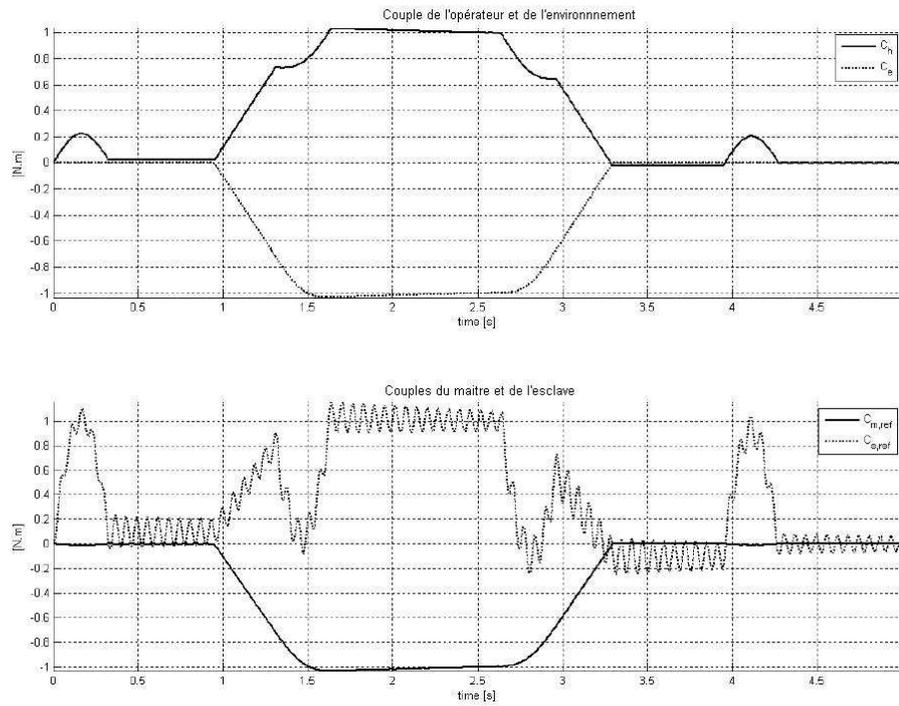


FIGURE 4.13 – Les couples mis en jeu pour la commande Force-Position

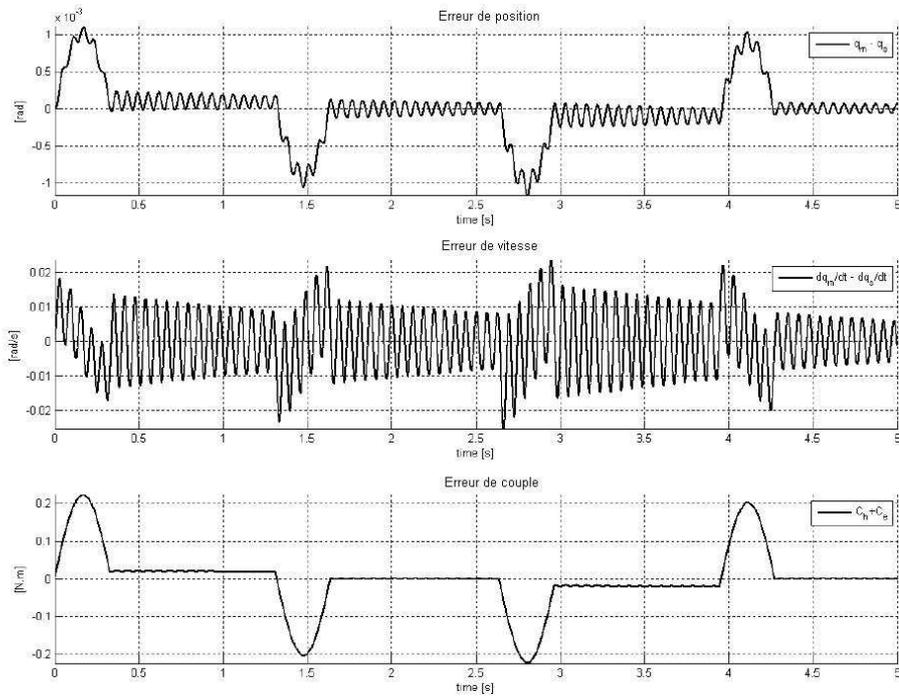


FIGURE 4.14 – Erreurs mises en jeu pour la commande Force-Position

4.2.3 Contrôleur PD avec mesure de force

Afin de résoudre les problèmes d'oscillations des contrôleurs statiques, on peut opter pour la stratégie Proportionnelle-Derivée (PD). La matrice K devient alors de la forme :

$$K = \begin{bmatrix} -g_c k_{c0} & g_c k_{c0} & 1 - g_c(w_c + 1) \\ k_{c0} + k_{c1}s & -(k_{c0} + k_{c1}s) & w_c \end{bmatrix} \quad (33)$$

Avec k_{c0} , k_{c1} , g_c and w_c les constantes caractéristiques du contrôleur que nous allons déterminer. L'équation du système est alors :

$$C_{m,ref,ctr} = -g_c k_{c0}(q_{m,ctr} - q_{s,ctr}) + (1 - g_c(w_c + 1)) C_{e,ctr} \quad (34a)$$

$$C_{s,ref,ctr} = k_{c0}(q_{m,ctr} - q_{s,ctr}) + k_{c1} \frac{d}{dt}(q_{m,ctr} - q_{s,ctr}) + w_c C_{e,ctr} \quad (34b)$$

Et la matrice H est donnée par :

$$H = \begin{bmatrix} f_m + J_m s + \frac{g_c k_{c0}(f_s + J_s s)}{k_{c0} + (f_s + k_{c1})s + J_s s^2} & \frac{k_{c0} + s(f_s + k_{c1} + J_s s)(1 - g_c(1 + w_c))}{k_{c0} + (f_s + k_{c1})s + J_s s^2} \\ \frac{k_{c0} + k_{c1}s}{k_{c0} + (f_s + k_{c1})s + J_s s^2} & -\frac{s(1 + w_c)}{k_{c0} + (f_s + k_{c1})s + J_s s^2} \end{bmatrix} \quad (35)$$

Les figures 4.13 et 4.14 montrent les résultats de ce schéma de commande. On remarque des performances nettement meilleures en termes d'erreur de position et de vitesse. En effet, ayant les deux paramètres (k_{c0} and k_{c1}) pour ce contrôleur, il est possible de placer arbitrairement les pôles p_1 et p_2 des éléments H_{21} et H_{12} . Le gain g_c est fixé à une valeur faible de 0.01 afin de minimiser l'inertie et les frottements transmis à l'utilisateur.

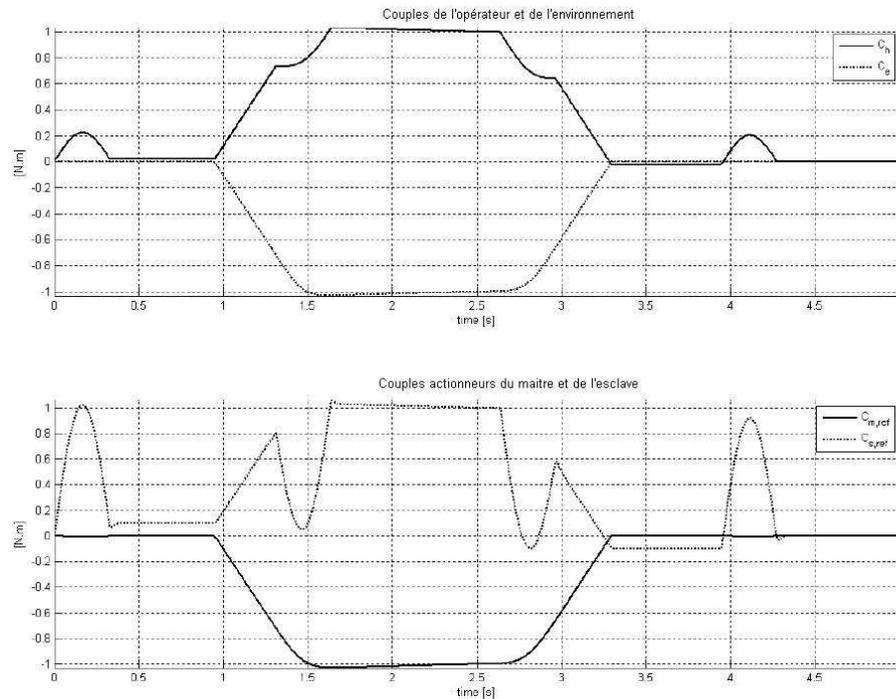


FIGURE 4.15 – Les couples mis en jeu pour la commande PD

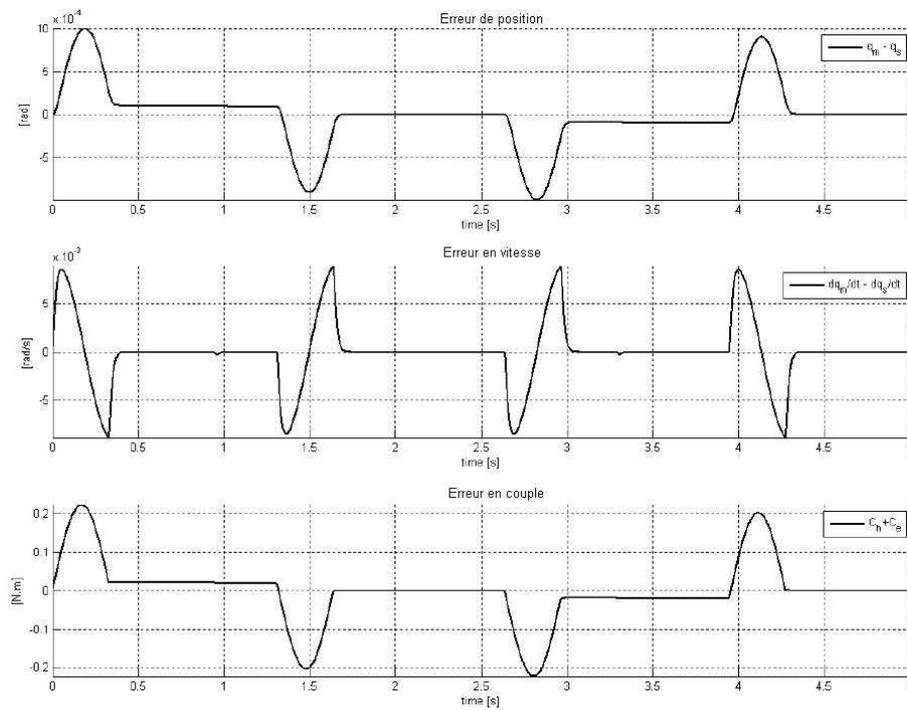


FIGURE 4.16 – Erreurs mises en jeu pour la commande PD

5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons introduit la composition des systèmes de téléopération ainsi que le formalisme mathématique permettant de les décrire. Un banc d'essai à un seul ddl a été ensuite présenté. Cette maquette représente une partie élémentaire de l'architecture parallèle sphérique de l'interface haptique adoptée. l'étude des différentes stratégies de commande sur le modèle de cette maquette a permis d'évaluer les performance de chacun selon le critère de transparence.

Conclusions et Perspectives

Conclusions

L'objectif de cette thèse est la conception et l'optimisation d'une interface haptique pour la chirurgie mini-invasive. Cette interface doit permettre une manipulation aisée et intuitive des outils chirurgicaux afin de commander un robot distant opérant des patients. Le travail est alors basé sur la capture de mouvement, à l'aide du système de camera Vicon, de plusieurs chirurgiens en opération permettant ainsi de caractériser la technique d'anastomose. Cette tâche consiste à rassembler par des sutures et des nœuds les deux parties d'une artère coupée. A l'issue de cette étude nous avons pu caractériser la nature et l'espace des gestes effectués par les outils chirurgicaux. C'est un mouvement à quatre degrés de liberté dont trois rotations autour d'un centre fixe situé au point d'incision. L'espace de travail de chacun des outils est formé par des cônes de demi-angles aux sommets respectifs de 17° pour la pince et de 26° pour le porte-aiguille. Ces résultats nous ont guidé vers le choix d'une architecture parallèle sphérique en vue de l'exploiter comme plateforme pour l'interface haptique. En plus des aspects géométriques et cinématiques, nous avons également procédé à une phase d'optimisation de la structure afin de bien se conformer aux caractéristiques déterminées expérimentalement. Cette optimisation, basée sur un algorithme génétique, a porté sur l'espace de travail de la structure recherchée qui devrait être le plus proche possible de l'espace déterminé par la capture de mouvement. Nous avons opté dans une deuxième phase pour l'intégration du critère de dextérité dans cette optimisation, vue la nature spécifique de la tâche. Les paramètres découlant de ce travail d'optimisation ont constitué ensuite la base de la conception du mécanisme qui a abouti à la réalisation d'un premier prototype de l'interface. Une dernière phase de l'étude de l'architecture a porté sur les effets des erreurs de fabrication sur la précision de l'organe terminal. Une modélisation de ces erreurs a été alors élaborée en exploitant les torseurs des petits déplacements. Ceci nous a aidé à tracer une distribution des erreurs de rotation de la plateforme de l'interface parallèle sphérique pour différentes valeurs d'erreurs injectées. Dans la dernière partie, nous avons analysé les stratégies de commande des systèmes de téléopération. Le critère de transparence a été introduit pour l'évaluation des performances de ces

stratégies à travers une maquette d'essai à 1 ddl. Cette maquette, conçue et réalisée au sein de notre laboratoire rend possible, à travers son modèle élémentaire par rapport à l'architecture sphérique de l'interface haptique, l'évaluation des performances des différents schémas de contrôle dans l'objectif d'implémenter le plus adéquat sur le système complet.

Perspectives

Le fruit de ce travail est la première version d'interface haptique élaborée par notre équipe de recherche. La structure est actuellement en phase de test, le système de transmission à cabestan montre des performances acceptables. Néanmoins, différents aspects peuvent être améliorés tels qu'une meilleure conception du support pour le bâti afin de le dresser à la position recommandée par les chirurgiens. Concernant la phase d'optimisation, d'autres critères peuvent être introduits dans l'algorithme génétique. Une combinaison avec d'autres méthodes tel que la méthode de Monte Carlo est également possible afin d'affiner les résultats.

Concernant la partie commande, plusieurs aspects peuvent être revisités. Une évolution éventuelle serait d'interfacer le dispositif avec un robot esclave réel. L'implémentation des schémas de contrôle sur la structure complète est un objectif à court terme. Puis, l'élaboration d'une stratégie plus robuste permettra de procéder à des expérimentations in-vivo.

Bibliographie

- Arcara, P. and Melchiorri, C. (2002). Control schemes for teleoperation with time delay: A comparative study. *Robotics and Autonomous Systems*, 38(1):49–64.
- Bergamasco, M. and Avizzano (2000). Issues in full-body haptic interface. *IEEE VR Workshop on Haptics in virtual Environments*.
- Berkelman, P., Cinquin, P., Boidard, E., Troccaz, J., L  toublon, C., and Ayoubi, J. M. (2003). Design, control and testing of a novel compact laparoscopic endoscope manipulator. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, 217(4):329–341.
- Birglen, L., Gosselin, C., Pouliot, N., Monsarrat, B., and Laliberto, T. (2002). SHaDe, a new 3-dof haptic device. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 18(2):166–175.
- Bluteau, J. (2010). *Evaluation des effets de l’ajout d’interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires*. PhD thesis, Grenoble, Grenoble.
- Clavel, R. (1988). Design of a general purpose 6-DOF haptic interface. *Proc.of the 18th International Symposium on Industrial Robots*, Lausanne,Switzerland.:91–100.
- Cook, J. R., Baker, N. A., Cham, R., Hale, E., and Redfern, M. S. (2007). Measurements of wrist and finger postures: a comparison of goniometric and motion capture techniques. *Journal of applied biomechanics*, 23(1):70–78. PMID: 17585179.
- Datta, V., Chang, A., Mackay, S., and Darzi, A. (2002). The relationship between motion analysis and surgical technical assessments. *American journal of surgery*, 184(1):70–73. PMID: 12135725.
- Dubrowski, A., Larmer, J. C., Leming, J. K., Brydges, R., Carnahan, H., and Park, J. (2006). Quantification of process measures in laparoscopic suturing. *Surgical Endoscopy*, 20(12):1862–1866.

BIBLIOGRAPHIE

- Ferrell, W. R. (1966). Delayed force feedback. *Human factors*, 8(5):449–455. PMID: 5966936.
- FESHARAKIFARD, R. (2008). *Conception et réalisation d'une interface à retour d'effort pour les environnements virtuels à échelle humaine*. PhD thesis, Ecole des Mines de Paris.
- Fuchs, P. (2002). Interfaces à action mécanique. *Techniques de l'ingénieur, TE5904*.
- Gilbert, J. M. (2009). The EndoAssist robotic camera holder as an aid to the introduction of laparoscopic colorectal surgery. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 91(5):389–393. PMID: 19409150.
- Goldberg, D. E. and Richardson, J. (1987). Genetic algorithms with sharing for multimodal function optimization. *Proceedings of the Second International Conference on Genetic Algorithms on Genetic algorithms and their application*, pages 41–49.
- Gosselin, C., St. Pierre, E., and Gagne, M. (1996). On the development of the agile eye. *Robotics Automation Magazine, IEEE*, 3(4):29–37.
- Gosselin, F. (2000). *Développement d'outils d'aide à la conception d'organes de commande*. PhD thesis, Poitiers, Poitiers.
- Gosselin, F. (2005). Optimisation des interfaces haptiques: problèmes, méthodes, applications. *17ème Congrès Français de Mécanique*.
- Grange, S., Conti, F., Rouiller, P., Helmer, P., and Baur, C. (2001). Overview of the delta haptic device. *Proceedings of Eurohaptics*, 1.
- Guthart, G. and Salisbury, J.K., J. (2000). The intuitive telesurgery system: overview and application. *Proceedings the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 618–621.
- Hagn, U., Konietschke, R., Tobergte, A., Nickl, M., Jorg, S., Kubler, B., Passig, G., Groger, M., Frohlich, F., Seibold, U., Le-Tien, L., Albu-Schaffer, A., Nothhelfer, A., Hacker, F., Grebenstein, M., and Hirzinger, G. (2009). DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(2):183–193.
- Hasegawa, S., Toshiaki, I., Hashimoto, N., Salvati, M., Mitake, H., Koike, Y., and Sato, M. (2006). Human-scale haptic interaction with a reactive virtual human in a real-time physics simulator. *Computers in Entertainment (CIE)*, 4(3):9.
- Hayward, V. and Astley, O. R. (1996). Performance measures for haptic interfaces. *Robotics Research: The 7th Int. Symposium. Giralt, G., Hirzinger, G., Eds*, 7:195–206.
- Hayward, V., Astley, O. R., Cruz-Hernandez, M., Grant, D., and Robles-De-La-Torre, G. (2004). Haptic interfaces and devices. *Sensor Review*, 24(1):16–29.

- Holland, J. H. (1992). *Adaptation in Natural and Artificial Systems: An Introductory Analysis with Applications to Biology, Control, and Artificial Intelligence*. MIT press.
- Kim, S., Ishii, M., Koike, Y., and Sato, M. (2000). Haptic interface with 7 DOF using 8 strings: SPIDAR-G. *The 10th International Conference on Artificial Reality and Tele-existence*, pages 224–230.
- Kim, W. (1992). Developments of new force reflecting control schemes and an application to a teleoperation training simulator. In *1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1992. Proceedings*, pages 1412–1419 vol.2.
- Kohno, Y., Walairacht, S., Hasegawa, S., Koike, Y., and Sato, M. (2001). Evaluation of two-handed multi-finger haptic device spidar-8. *Proceedings of the 11th International Conference on Artificial Reality and Tele-existence (ICAT 2001), Tokyo, Japan*.
- Kumar, S. and Marescaux, J. (2007). *Telesurgery*. Springer.
- Lahouar, S. (2008). *Contribution à la modélisation et à la planification de trajectoires de robots parallèles évitant les singularités et les collision*. PhD thesis, Poitiers, Poitiers.
- Lawrence, D. (1993). Stability and transparency in bilateral teleoperation. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9(5):624–637.
- Lee, S. S. and Lee, J. M. (2003). Design of a general purpose 6-DOF haptic interface. *Mechatronics*, 13(7):697–722.
- Lum, M. J. H., Friedman, D. C. W., Sankaranarayanan, G., King, H., Fodero, K., Leuschke, R., Hannaford, B., Rosen, J., and Sinanan, M. N. (2009). The RAVEN: design and validation of a telesurgery system. *The International Journal of Robotics Research*, 28(9):1183–1197.
- Martin, J. A., Regehr, G., Reznick, R., MacRae, H., Murnaghan, J., Hutchison, C., and Brown, M. (1997). Objective structured assessment of technical skill (OSATS) for surgical residents. *The British journal of surgery*, 84(2):273–278. PMID: 9052454.
- Massie, T. and Salisbury, K. (1994). PHANToM haptic interface: a device for probing virtual objects. *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago*, 55-1:295–299.
- Merlet, J. (2007). Jacobian, manipulability, condition number and accuracy of parallel robots. *Robotics Research*, pages 175–184.
- Murayama, J., Bougrila, L., Luo, Y., Akahane, K., Hasegawa, S., Hirsbrunner, B., and Sato, M. (2004). SPIDAR G&G: a two-handed haptic interface for bimanual VR interaction. *Proceedings of EuroHaptics*, pages 138–146.

BIBLIOGRAPHIE

- Najafi, F. and Sepehri, N. (2008). A novel hand-controller for remote ultrasound imaging. *Mechatronics*, 18(10):578–590.
- Powell, D. and Skolnick, M. M. (1993). Using genetic algorithms in engineering design optimization with non-linear constraints. *Proceedings of the 5th International Conference on Genetic Algorithms*, pages 424–31.
- Richards, C., Rosen, J., Hannaford, B., Pellegrini, C., and Sinanan, M. (2000). Skills evaluation in minimally invasive surgery using force/torque signatures. *Surgical Endoscopy*, 14(9):791–798.
- Rosser, J. C., Rosser, L. E., and Savalgi, R. S. (1997). Skill acquisition and assessment for laparoscopic surgery. *Archives of surgery (Chicago, Ill.: 1960)*, 132(2):200–204. PMID: 9041927.

Annexe 1: L'algorithme génétique

6 PRINCIPE DE BASE D'UN AG SIMPLE

Dans les algorithmes génétiques, on essaie de simuler le processus d'évolution d'une population. On part d'une population de N solutions du problème représentées par des individus. Cette population choisie aléatoirement est appelée population parent. Le degré d'adaptation d'un individu à l'environnement est exprimé par la valeur de la fonction coût, $f(X)$, où X est l'individu. On dit qu'un individu est d'autant mieux adapté à son environnement, que le coût de la solution qu'il représente est plus faible. Au sein de cette population, intervient alors la sélection au hasard d'un ou deux parents, qui produisent une nouvelle solution, à travers les opérateurs génétiques, tels que le croisement et la mutation. La nouvelle population, obtenue par le choix de N individus parmi les populations parent et enfant, est appelée génération suivante. En itérant ce processus, on produit une population plus riche en individus mieux adaptés. La Figure 17 présente le principe d'un algorithme génétique de base.

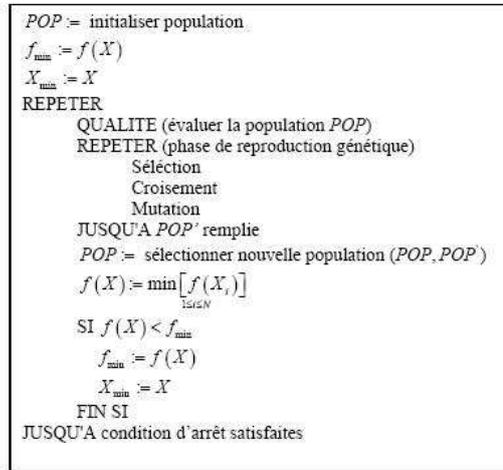


FIGURE 17 – Principe d'un algorithme génétique

Cet algorithme comporte trois phases distinctes :

- La production de la population d'individus la mieux adaptée pour contribuer à la reproduction de la génération suivante (version artificielle de la sélection naturelle).
- La phase de reproduction, qui exploite essentiellement les opérateurs de croisement et de mutation.
- La stratégie de remplacement des populations parent et enfant par la génération suivante. Elle pourra être mise en oeuvre sous plusieurs formes.

7 CODAGE

Plusieurs codes d'informations sont utilisés. Les plus fréquemment utilisés sont le code binaire naturel et le code binaire de Gray. Plus récemment le codage réel a fait son apparition.

7.1 Codage binaire

Ce codage consiste, pour un individu donné, à concaténer toutes ses variables codées en binaire. La chaîne binaire, Figure 18 par exemple, correspond à un individu défini par 3 variables (8, 6, 13) en codage binaire naturel sur 4 bits chacune. Ce codage binaire présente plusieurs avantages : alphabet minimum, facilité de mise en place d'opérateurs génétiques.

1000 0110 1101

FIGURE 18 – Exemple de chaîne binaire

Néanmoins, ce codage présente trois inconvénients majeurs :

- Les performances de l’algorithme sont diminuées lorsque la longueur de la chaîne augmente.
- Deux nombres décimaux voisins (exemple : 7 et 8) peuvent être très éloignés dans le codage binaire naturel (1000 et 0111) : falaise de Hamming. Ce problème peut être réglé en remplaçant le code binaire naturel par le code binaire de Gray (réfléchi).
- La dissymétrie entre le 0 (plus fréquent) et le 1.

7.2 Codage réel

Ce codage consiste simplement à la concaténation des variables x_i d’un individu X . Exemple un individu X (25, 31, 8) est codé 25|31|8. Ce codage présente des avantages majeurs. Il est plus précis que le codage binaire et l’espace de recherche est le même que l’espace du problème. Il a le mérite d’être simple à utiliser, l’évaluation de la fonction coût est plus rapide. Le codage réel évite de faire le transcodage du binaire naturel ou de Gray vers les réels à chaque évaluation. Néanmoins, il possède deux inconvénients, son alphabet est infini, et il a besoin d’opérateurs appropriés. Le choix d’un codage adéquat est un élément critique dans l’efficacité d’un algorithme génétique. Un codage doit pouvoir être adapté au problème de façon à limiter au mieux la taille de l’espace de recherche, et aussi de façon que les nouveaux individus engendrés par les opérateurs de recherche soient significatifs le plus souvent possible. Les algorithmes génétiques ont relativement peu de fondements théoriques. Il n’existe aucune garantie que la méthode trouve la solution optimale, bien que des travaux récents donnent des preuves de convergence. Ces travaux tiennent peu compte de l’influence de l’opérateur de croisement, qui est réduit parfois à sa plus simple forme, afin de simplifier l’analyse de l’algorithme uniquement en fonction de la mutation et de la sélection. Il est difficile de faire l’analyse d’un algorithme génétique dans sa globalité, mais en revanche on peut s’intéresser à l’un de ses opérateurs séparément.

8 OPERATEURS DE REPRODUCTION

La phase de reproduction exploite principalement deux opérateurs : le croisement et la mutation. Elle comporte aussi l’opération de sélection et l’opération de production de la génération

suivante, à partir des populations parent et enfant.

Sélection : La sélection consiste à choisir les individus qui vont participer à la reproduction de la population future. La fonction de sélection calcule une probabilité de sélection pour chaque individu, en fonction de sa qualité et de la qualité de tous les autres individus dans la population.

Croisement : Le principal opérateur agissant sur la population de parents est le croisement, qui est appliqué avec une certaine probabilité, appelée taux de croisement P_c (typiquement proche de l'unité). Le croisement consiste à choisir deux individus représentés par leurs chaînes de gènes, tirés au hasard dans la population courante, et à définir aléatoirement un ou plusieurs points de croisement (figure 19).

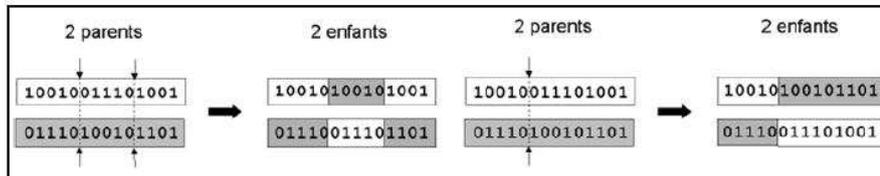


FIGURE 19 – Exemples de croisement en codage binaire

Cet opérateur permet de bien explorer le domaine de variation des individus, et de diriger la recherche vers des régions intéressantes de l'espace d'étude en utilisant la connaissance déjà présente dans la population courante.

Mutation : L'opération de mutation protège les algorithmes génétiques des pertes prématurées d'informations pertinentes. Elle permet d'introduire une certaine information dans la population, qui a pu être perdue lors de l'opération de croisement. Ainsi, elle participe au maintien de la diversité, utile à une bonne exploration du domaine de recherche (figure 20). L'opérateur de mutation s'applique avec une certaine probabilité, appelée taux de mutation, $m P$, typiquement compris entre 0.05 et 0.10. Ce faible taux de mutation permet de dire que la mutation est considérée comme un mécanisme d'adaptation secondaire pour les algorithmes génétiques.

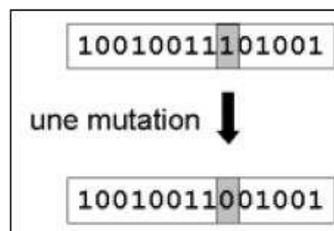


FIGURE 20 – Exemple de mutation en codage binaire

La sélection réduit la diversité de la population, tandis que les opérateurs génétiques, croisement et mutation, augmentent cette diversité.

Table des figures

1.1	Mécanisme du Rendu Haptique	5
1.2	PHANToM Omni de Sensable Tech	7
1.3	Omega 6 de Force Dimension	7
1.4	Interface SHaDE	8
1.5	Interface de Lee	8
1.6	Virtuose 6D du CEA-LIST	9
1.7	Interface SPIDAR G	9
1.8	Laparoscopic Impulse Engine de Immersion	9
1.9	Interface de Najafi et Sepheri	9
1.10	Classification de Bluteau (2010)	12
1.11	Répartition des interfaces commerciales et de laboratoire	18
1.12	Analyse historique des interfaces recensées	18
1.13	Domaines d’application des intarfaces haptiques	19
1.14	Structures cinématiques	20
1.15	Nombre de degrés de liberté	20
1.16	Différentes composante d’un dispositif de téléchirurgie	21
1.17	Synoptique de la CMI	22
1.18	Outils de la CMI	22
1.19	Robot LER de TIMC-IMAG	23
1.20	Robot EndoAssist	23
1.21	Robot de chirurgie RAVEN	24

Table des figures

1.22	Système MiroSurg de DLR	24
1.23	Robot de chirurgie DA VINCI	25
1.24	Interface maitre et outils du robot DA VINCI	25
2.1	Acquisition d'un mouvement de marche	29
2.2	Camera Vicon et baguette de calibration Wand	30
2.3	Exemple d'opération d'anastomose	31
2.4	Opération de suture externe	32
2.5	Positionnement des marqueurs sur les mains + reconstitution	33
2.6	Set de marqueurs disposés sur le praticien	34
2.7	Set de marqueurs disposés sur le praticien	35
2.8	Dispositif expérimental	36
2.9	Pince et porte-aiguille instrumentés avec des marqueurs réfléchissants	37
2.10	Etat initiale de la prothèse aortique avant opération	38
2.11	Séquence de réalisation d'une anastomose sur une prothèse d'aorte	39
2.12	Angles maximaux effectués par rapport à la position initiale	41
2.13	Distribution de l'angle maximal de chaque outil	41
2.14	Cônes de travail du sujet MB0	41
2.15	Engagement maximaux des extrémités des outils par rapport au point d'incision	42
2.16	Distribution de la hauteur du cône de travail pour chaque outil	42
2.17	Distance parcourue par les outils lors durant les tâches se suture et du nœud	43
2.18	Taux d'utilisation de la pince par rapport à la rapport au porte aiguille	43
2.19	Temps d'exécution des operation de sututre et de nœud	44
2.20	Distribution des performances des praticiens	44
2.21	Vitesse moyenne d'exécution des tâches chirurgicales	45
2.22	Distribution globale des vitesses d'exécution des tâches	45
2.24	Espace de travail de l'expert : porte aiguille(gauche) et de la pince (droite)	46
2.23	Réconstitution du chirurgien expert	46
3.1	Différents types de structures mécaniques	49
3.2	Topologie de la structure	50
3.3	Architecture parallèle sphérique	51

3.4	Paramétrage géométrique d'une branche sérielle sphérique	52
3.5	Positions relatives des branches	53
3.6	Configuration 1 de référence	54
3.7	Configuration 2 de référence	54
3.8	Methode de Newton-Raphson	57
3.9	Mouvement injecté	57
3.10	Résolution du MGD continue avec la méthode Newton-Raphson	58
3.11	Validation des résultats de résolution avec la CAO	58
3.12	Parametrage d'une Jambe	59
3.13	Espace de travail de la structure	60
3.14	espace de travail en fonction de φ	62
3.15	Singularité type 1 pour la structure parallèle sphérique	65
3.16	Singularité type 2	66
3.17	Cône des points de l'espace tache ciblé	69
3.18	Optimisation de l'espace de travai, $\varphi = 0$	70
3.19	Optimisation de l'espace de travai, $\varphi = 45$	71
3.20	Dexterité pour un manipulateur avec seulement optimisation de l'espace de travail	72
3.21	Manipulateur optimisé pour la dextérité	73
3.22	Structure du bâti	74
3.23	Structure d'une membrure proximale	75
3.24	Structure d'une membrure distale	75
3.25	Structure de la plateforme avec le mécanisme de translation	76
3.26	paramétrage d'un lien réel	76
3.28	Les deux chaines fermées du SPM avec les erreurs de fabrication	77
3.27	Modèle de liaison entre un lien S et S' avec prise en compte de erreur de fabri- cation	77
3.29	Paramètre de lien réel	78
3.30	Paramètre de lien avec les erreurs de fabrication	78
3.31	Erreur de rotation de la plateforme	82
3.32	Distribution pour l'erreur de rotation pour $\delta\rho = 30'$	83
4.1	Synoptique de téléopération	86

Table des figures

4.2	Schéma de commande Position-Position	87
4.3	Schéma de commande Position-Force	88
4.4	Schéma de commande 4 canaux	89
4.5	Maquette à 1 ddl	90
4.6	Modèles de transmission rigide	90
4.7	Modèle du système de téléopération	92
4.8	Entités du modèles reliés par chacun des H_{ij}	94
4.9	Modèle Simulink du système de téléopération	95
4.10	Trajectoire de référence effectuée par l'opérateur	97
4.11	Les couples mis en jeux pour la commande Position-Position	98
4.12	Erreurs mis en jeux pour la commande Position-Position	99
4.13	Les couples mis en jeux pour la commande Force-Position	100
4.14	Erreurs mises en jeux pour la commande Force-Position	100
4.15	Les couples mis en jeux pour la commande PD	101
4.16	Erreurs mises en jeux pour la commande PD	102
17	Principe d'un algorithme génétique	106
18	Exemple de chaîne binaire	107
19	Exemples de croisement en codage binaire	108
20	Exemple de mutation en codage binaire	108

Liste des tableaux

2.1	participation aux sessions de capture de mouvement	37
3.1	Les modes d'assemblage du SPM	53
3.2	Paramétrage DH	55
3.3	Valeurs caractéristiques de la distribution des erreurs de rotation	82