

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES ET TECHNOLOGIES

LABORATOIRE INSTITUT PRISME

THÈSE présentée par :

Laurence NOUAILLE

soutenue le : **09 décembre 2009**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université d'Orléans**

Discipline/ Spécialité : Robotique

**Démarche de conception de robots médicaux
Application à un robot de télé-échographie**

THÈSE dirigée par :

M. Gérard POISSON

Professeur, Université d'Orléans

RAPPORTEURS :

M. Marc ARSICAULT

Maître de Conférences, Université de Poitiers

M. Philippe POIGNET

Professeur, Université de Montpellier

JURY:

M. Vigen ARAKELIAN

Professeur, Université de Rennes, Président du jury

M. Marc ARSICAULT

Maître de Conférences, Université de Poitiers

M. Eric BONJOUR

Maître de Conférences, Université de Franche-Comté

M. Philippe POIGNET

Professeur, Université de Montpellier

M. Gérard POISSON

Professeur, Université d'Orléans

Mme Natalie SMITH-GUERIN

Maître de Conférences, Université d'Orléans

M Pierre VIEYRES

Professeur, Université d'Orléans

Remerciements

J'adresse mes remerciements à tous ceux qui par leurs conseils ont contribué à mon travail de thèse.

Je remercie Monsieur Youssoufi Touré directeur de l'Institut Prisme de m'avoir accueillie dans son laboratoire, ce qui m'a permis d'accomplir ce travail dans de bonnes conditions.

Je remercie les membres du jury, et tout spécialement Messieurs Marc Arsicault et Philippe Poignet qui ont accepté de rapporter sur ce mémoire.

Je remercie très sincèrement mon directeur de thèse Gérard Poisson pour avoir encadré les travaux, lu et corrigé ce document. Je remercie Natalie Smith-Guérin co-encadrante de cette thèse.

L'équipe Systèmes Robotiques Interactifs (SRI) a été un cadre de travail agréable. Je remercie ses membres pour leur aide et leurs nombreux services. Je remercie plus particulièrement Pierre Vieyres et Cyril Novales pour leur collaboration sur divers projets. Je remercie les doctorants qui ont su assurer une bonne ambiance au sein du laboratoire. Je remercie également Laure Spina pour son accueil, son aide administrative et sa disponibilité.

Je remercie les médecins radiologues qui ont répondu à mes questions, en particulier le Professeur Philippe Arbeille qui a accepté avec beaucoup de gentillesse de consacrer de son temps à la réalisation d'un article.

Je remercie les enseignants et les élèves de l'équipe Design de Produits du Lycée Raymond Loewy pour leur travail sur l'étude d'esthétique et d'ergonomie du robot.

Je remercie tous mes collègues du département Génie Mécanique et Productique qui m'ont permis d'avoir des conditions de travail favorables à la réalisation d'une thèse tout en continuant à enseigner.

Je remercie très chaleureusement ma famille pour le grand soutien et les encouragements qu'ils m'ont donnés durant ces années.

Table des matières

Introduction	p 9
Chapitre 1 Etat de l'art en robotique médicale	p 11
Introduction	p 12
1.1 – Etat de l'art des robots médicaux	p 12
1.1.1 – Les robots de neurochirurgie	p 12
1.1.2 – Les robots d'orthopédie	p 14
1.1.3 – Les robots de chirurgie mini-invasive	p 16
1.1.4 – Les robots de télé-échographie	p 21
1.1.5 – Les robots de ponctions	p 24
1.1.6 – Conclusion	p 26
1.2 – Les différentes classifications des robots médicaux	p 26
1.2.1 – Classification de J. Troccaz	p 26
1.2.2 – Classification de B.L. Davies	p 26
1.2.3 – Classification de J. Gangloff	p 26
1.2.4 – Classification de A. Vilchis	p 27
1.2.5 – Conclusion	p 27
Chapitre 2 Du cahier des charges à la synthèse topologique	p 29
Introduction	P 30
2.1 – Classification de robots médicaux	p 31
2.1.1 – Classification des robots médicaux	p 31
2.1.2 – Analyse statistique des structures cinématiques des robots médicaux	p 32
2.1.3 – Conclusion	p 38
2.2 – Etude des cahiers des charges	p 38
2.2.1 – Description des robots médicaux étudiés	p 38
2.2.2 – Caractéristiques communes des robots médicaux	p 40
2.2.3 – Caractéristiques spécifiques des robots médicaux	p 41
2.2.4 – Conclusion	p 41
2.3 – De l'expression du besoin à la solution proposée	p 42
2.3.1 – Choix de la structure porteuse	p 42
2.3.2 – Choix de la structure du poignet	p 42
2.3.3 – Propositions	p 42
2.3.4 – Validation des algorithmes	p 44
2.4 – Outil d'aide à la conception assistée par ordinateur	p 47
2.4.1 – Des paramètres de conception à la solution en CAO	p 47
2.4.2 – Des paramètres de Denavit Hartenberg au robot modélisé en CAO	p 47
Conclusion	p 49

Chapitre 3. Validation du concept de poignet sphérique incliné pour un robot de télé-échographie

Introduction	p 52
3.1 – Les projets de robots de télé-échographie	p 52
3.1.1 – Cahier des charges du robot de télé-échographie	p 52
3.1.2 – Analyse de la valeur	p 53
3.1.3 – Evolution cinématique des robots de télé-échographie	p 55
3.1.4 – Spécifications des mouvements de la sonde.	p 57
3.2 – Conceptions et comparaison des poignets sphériques	p 58
3.2.1 – Le poignet sphérique série	p 58
3.2.2 – Le poignet sphérique parallèle	p 61
3.2.3 – Le poignet sphérique hybride	p 64
3.2.4 – Evaluation de la complexité des structures cinématiques	p 65
3.3 – Indices de performances en robotique	p 68
3.3.1 – Manipulabilité	p 68
3.3.2 – Indices locaux	p 69
3.3.3 – Indices globaux	p 72
3.3.4 – Problème d’homogénéité des indices de manipulabilité	p 76
3.4 – Nouvelle structure cinématique de robot de télé-échographie	p 80
3.4.1 – Définition du poignet sphérique incliné	p 80
3.4.2 – Modèle géométrique direct	p 81
3.4.3 – Détermination des angles d’Euler	p 82
3.4.4 – Modèle géométrique inverse	p 83
3.4.5 – Modèle cinématique	p 84
3.4.6 – Réduction de la jacobienne J à la matrice rotation	p 85
3.4.7 – Singularités sur les rotations	p 86
3.5 – Validation de la structure	p 87
3.5.1 – Contraintes de conception	p 87
3.5.2 – Manipulabilité	p 88
3.5.3 – Nombre de conditionnement	p 89
Conclusion	p 91
Chapitre 4 Optimisation dimensionnelle d’Estele2	p 93
4.1 – Les méthodes d’optimisation	p 94
4.1.1 – Les méthodes d’optimisation mono-objectif	p 94
4.1.2 – Les méthodes d’optimisation multi-objectifs	p 96
4.2 – Optimisations des systèmes mécaniques	p 100
4.2.1 – Les méthodes d’optimisation utilisées en ingénierie	p 100
4.2.2 – Les méthodes d’optimisation utilisées en robotique	p 100
4.3 – Optimisations des paramètres géométriques α_0 et α_1	p 101
4.3.1 – Optimisation manipulabilité-compacité	p 101
4.3.2 – Optimisation dextérité-compacité	p 110
4.3.3 – Optimisation avec méthode de contraintes	p 113
4.3.4 – Comparaison de la manipulabilité et de la dextérité	p 115

4.4 – Optimisation des paramètres géométriques α_0 , α_1 et α_2	p 122
4.4.1 – Dextérité	p 123
4.4.2 – Compacité	p 124
4.4.3 – Optimisation	p 125
Conclusion	p 129
Chapitre 5 Du modèle CAO à la maquette de robot	p 131
Introduction	p 132
5.1 – Processus de conception	p 132
5.1.1 – Les différentes phases du processus de conception	p 132
5.1.2 – Typologie de conception	p 133
5.2 – Conception préliminaire d’Estele 2	p 134
5.2.1 – Le modèle numérique d’Estele	p 135
5.2.2 – Le modèle CAO d’Estele 2	p 136
5.2.3 – Les actionneurs d’Estele 2	p 137
5.2.4 – Validation des formes et dimensions	p 139
5.2.5 – Simulation cinématique	p 141
5.2.6 – Optimisations	p 143
5.3 – Maquette d’Estele 2	p 144
5.3.1 – Prototypage	p 145
5.3.2 – Maquette réelle	p 146
5.4 – Conception collaborative	p 147
5.4.1 – Cahier des charges aux designers	p 147
5.4.2 – Phases de recherches	p 148
5.4.3 – Phases de développement	p 149
5.4.4 – Maquettes	p 150
5.5 – Démarche de conception de robots médicaux	p 151
5.5.1 – Remarques sur le processus de conception	p 151
5.5.2 – Proposition de méthodologie de conception de robots médicaux	p 151
Conclusion	p 153
Conclusion et perspectives	p 155
Bibliographie	p 159
Annexes	p 171
Annexe A Fiches descriptives des robots	p 173
Annexe B Catalogue de robots médicaux	p 175
Annexe C Complexité des poignets sphériques série, parallèle, hybride	p 177
Annexe D Recherches de design pour un robot de télé-échographie	p 181

Introduction

La robotique médicale est une discipline récente qui a débuté à la fin des années 1970. Les structures robotiques ont évolué et se sont diversifiées pour satisfaire aux besoins et aux contraintes importantes du domaine médical. Les premières structures étaient issues du milieu industriel adaptées au geste médical. On se dirige aujourd'hui vers de nouveaux dispositifs, entièrement dédiés au besoin engendré par l'application médicale. Devant cette diversité des systèmes robotiques médicaux, nous avons constaté que peu d'études sur leur conception avaient été menées et qu'un outil d'aide au concepteur pourrait être apprécié et efficient. Le processus de conception n'est pas encore formalisé en robotique. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous sommes proposés de travailler à l'élaboration d'une méthodologie de conception de robots médicaux. Notre approche se décompose en deux phases : une synthèse topologique qui est générique à tous les robots médicaux puis une synthèse dimensionnelle appliquée au cas particulier de la robotique pour la télé-échographie. La démarche de conception suivie pourrait être reproduite pour la conception d'un autre type de robot médical, pour une autre application.

Le choix de la télé-échographie a été retenu en raison de notre connaissance particulière du dispositif, liée à une implication de plus de dix années de notre laboratoire sur cette thématique. Le robot de télé-échographie permet à un expert médical d'effectuer un examen d'échographie sur un patient situé sur un site distant. Le robot porteur de la sonde échographique reproduit les consignes données par l'expert médical à l'aide d'une sonde fictive. Ce dernier reçoit en retour les images ultrasonores sur son écran de contrôle et peut ainsi établir son diagnostic. Depuis 1995, l'Institut Prisme (alors appelé Laboratoire Vision et Robotique) de l'Université d'Orléans a étudié plusieurs systèmes de télé-échographie robotisée (Syrtech, Teresa et Otelo, Estele). Ces dispositifs ont été conçus, fabriqués et validés cliniquement. La structure cinématique utilisée pour tous les prototypes développés est de type poignet sphérique série constitué d'articulations rotoïdes à axes concourants. Le point d'intersection des axes est éloigné de la structure ; il forme le centre instantané de rotation. Des singularités et des zones de performances cinématiques réduites sont rencontrées à l'intérieur de l'espace de travail utile de ces robots. Pour s'affranchir de ces problèmes, deux approches sont possibles. L'une, basée sur la commande, utilisant des techniques de traitements spécifiques de la singularité a été menée par [Courreges, 03]. La seconde, décrite dans ce mémoire, est mécanique ; elle est basée sur une modification et une optimisation de la structure cinématique permettant d'éloigner la singularité des zones utiles de l'espace de travail, tout en répondant aux besoins et aux contraintes définis par le cahier des charges.

Le but de cette thèse est double. A un premier niveau nous nous proposons de développer une approche permettant d'aboutir à des choix de structures cinématiques de robots à partir d'un besoin pour une application médicale donnée. Sur un second niveau, pour l'application particulière de télé-échographie robotisée, nous souhaitons déterminer une conception optimale de poignet sphérique respectant les contraintes du cahier des charges (incluant le choix de structure cinématique, les dimensions des pièces mécaniques).

Le document est composé de cinq chapitres.

Le premier porte sur l'état de l'art en robotique médicale. Il montre la diversité des systèmes robotiques et l'intérêt d'une classification. Celles proposées dans la littérature sont présentées. Le deuxième chapitre est consacré à la synthèse topologique. Nous proposons une nouvelle classification des robots médicaux basée sur leur structure cinématique. Puis nous analysons les contraintes des robots médicaux à l'aide de leurs cahiers des charges. Ceci nous permet de lier par des algorithmes les contraintes robotiques aux structures cinématiques utilisées dans le domaine médical. Ces algorithmes ont été couplés à un logiciel CAO afin d'avoir un modèle numérique paramétré de structures robotiques à partir de contraintes de cahier des charges.

A partir du chapitre trois, nous nous intéressons à une application médicale spécifique : la télé-échographie. C'est le début de la synthèse dimensionnelle sous forme d'analyse, c'est à dire une validation de la structure cinématique proposée. Tout d'abord, après avoir mis en évidence la nécessité d'une structure de type poignet sphérique pour cette application, nous présentons puis comparons les différentes conceptions possibles pour obtenir un centre instantané de rotation autour d'un point fixe. Puis à l'aide d'une étude d'analyse de la valeur nous mettons en évidence les critères de conception. Nous proposons ensuite la structure cinématique de poignet sphérique inclinée permettant de répondre aux contraintes du cahier des charges. Nous validons cette structure à l'aide de critères de performances cinématiques, préalablement définis.

Le chapitre quatre concerne l'optimisation de la structure poignet sphérique inclinée. Nous y présentons différentes optimisations multi-critères, ou optimisations sous contraintes. Les critères retenus pour traduisent la performance cinématique du dispositif (manipulabilité ou dextérité) et son encombrement (compacité). Les optimisations permettent d'aboutir à des structures sphériques sans singularité située dans l'espace de travail le plus fréquenté par la sonde, tout en assurant un compromis entre la performance cinématique sur l'espace de travail et la compacité du robot.

Le cinquième chapitre est consacré à la proposition d'une démarche de conception de robots médicaux appliquée à un robot de télé-échographie. Après avoir présenté les différentes phases du processus de conception et les différentes typologies, nous développons les étapes nécessaires à la conception préliminaire du robot Estele 2. L'outil CAO est largement utilisé dans cette phase de conception. Il permet de valider les formes et dimensions des pièces constituant le robot, d'animer cinématiquement la maquette numérique, de comparer les résultats de l'optimisation réalisée précédemment. Par ailleurs, le modèle numérique a permis la fabrication d'une maquette réelle pour pouvoir observer, manipuler le mécanisme et le présenter à l'utilisateur qui pourra ainsi aisément donner son avis. Une dernière étape de conception collaborative a été réalisée afin d'améliorer l'ergonomie et l'esthétique du robot de télé-échographie.

Chapitre 1

Etat de l'art en robotique médicale

Résumé

Dans une première partie, ce chapitre présente l'état de l'art des structures cinématiques des robots médicaux. Nous avons choisi de décrire ces structures par domaine médical puisque pour chacun d'eux les contraintes et les objectifs sont différents. Dans une seconde partie, nous détaillons les quelques classifications de robots médicaux qui ont été avancées jusqu'à maintenant.

Introduction	p 12
1.1 – Etat de l'art des robots médicaux	p 12
1.1.1 – Les robots de neurochirurgie	p 12
1.1.2 – Les robots d'orthopédie	p 14
1.1.3 – Les robots de chirurgie mini-invasive	p 16
1.1.4 – Les robots de télé-échographie	p 21
1.1.5 – Les robots de ponctions	p 24
1.1.6 – Conclusion	p 26
1.2 – Les différentes classifications des robots médicaux	p 26
1.2.1 – Classification de J. Troccaz	p 26
1.2.2 – Classification de B.L. Davies	p 26
1.2.3 – Classification de J. Gangloff	p 26
1.2.4 – Classification de A. Vilchis	p 27
1.2.5 – Conclusion	p 27

Introduction

La robotique médicale a véritablement débuté en France en 1975 avec le projet « *Spartacus* ». Ce programme a regroupé trente laboratoires qui ont développé plusieurs versions de robots téléopérés d'assistance aux tétraplégiques. Depuis lors, au sein de nombreux autres projets, divers prototypes de robots médicaux ont vu le jour. Les applications concernées sont très différentes, elles vont des robots chirurgicaux, aux robots d'assistance aux personnes. L'état de l'art dans ce domaine montre que les premiers robots médico-chirurgicaux qui ont été développés, vers la fin des années 80, étaient principalement conçus, et adaptés aux besoins médicaux particuliers, à partir de structures mécaniques largement répandues dans le milieu industriel. Pour des raisons de sécurité et d'ergonomie, dans des situations où l'interactivité avec l'être humain est toujours très forte, on se dirige de plus en plus vers la conception de robots dédiés à des tâches précises et plus complexes, et ce, dans des secteurs variés.

Cette observation nous a amené à analyser les structures cinématiques des robots médicaux par domaine d'activité. Nous présentons donc, dans ce chapitre, les différentes structures rencontrées dans ce milieu de la robotique médicale, par ordre chronologique (de la neurochirurgie et l'orthopédie à la chirurgie mini-invasive).

1.1 - Etat de l'art des robots médicaux

1.1.1– Les robots de neurochirurgie

Les structures cinématiques présentes dans le domaine de la neurochirurgie sont de deux types : les structures séries classiques et les structures parallèles.

1.1.1.1 – Les structures séries

Un des premiers robots utilisé en neurochirurgie est le robot Neuromate [Lavallée, 92]. Il a été conçu en 1989 par le laboratoire TIMC et commercialisé par la société Integrated Surgical Systems (ISS), Figure 1.1. Il est de type anthropomorphe à 5 articulations rotoïdes (5R). Il a été développé pour le traitement des tumeurs cérébrales. Il permet de positionner très précisément l'instrument chirurgical qui est actionné par le chirurgien. Ce robot a une particularité puisqu'il est stéréotaxique : c'est-à-dire qu'il se positionne par rapport à un casque fixé sur le patient, en l'occurrence ici, son crâne.

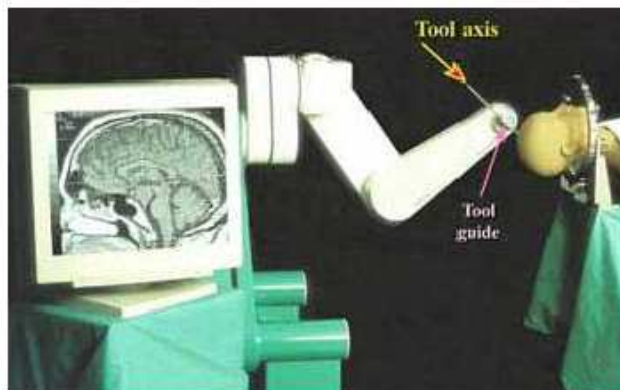


Figure 1.1. Robot Neuromate.

Le robot PathFinder de la société Armstrong Healthcare, devenue Prosurgics, Figure 1.2, a été conçu avec la même structure cinématique de bras passif anthropomorphe.

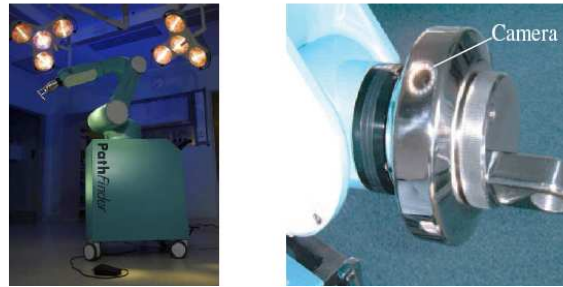


Figure 1.2. Robot PathFinder.

Une autre structure série a été choisie par Davies pour le robot Neurobot [Davies, 00]. Il s'agit d'un porteur fixe et d'un poignet à centre de rotation déporté de type parallélogramme, Figure 1.3. Le robot contraint les mouvements de l'outil à une région de sécurité. Les régions sont définies pré-opératoirement.



Figure 1.3. Robot Neurobot.

1.1.1.2 – Les structures parallèles

La robotique parallèle est apparue en robotique médicale avec le robot Surgiscope [Heissler, 98]. Il permet la manipulation d'un microscope opératoire lors d'interventions destinées principalement à la neurochirurgie, Figure 1.4. Il superpose sur un patient sa propre image par résonance magnétique afin de localiser en 3D les zones à traiter et positionne l'instrument chirurgical. Il est composé de deux modules : un porte-microscope et un système de neuro-navigation basé sur des IRM ou des images de tomodensimétrie (CT). C'est un robot parallèle, application du robot delta développé par Elekta qui lui donne une mobilité de 3 degrés de liberté en translations. L'originalité de ce robot est qu'il est suspendu au plafond afin de ne pas encombrer la salle d'opération.

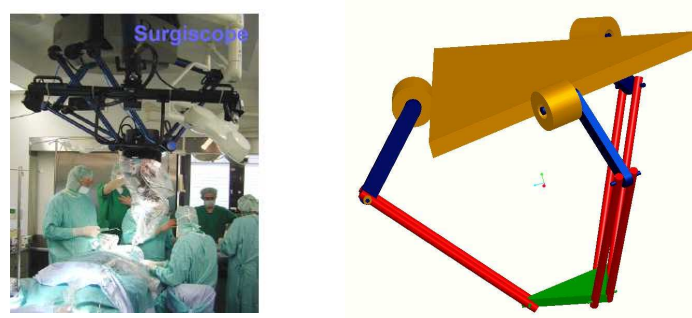


Figure 1.4. Robot Surgiscope.

Le robot URS Evolution 1 est un autre robot parallèle hexapode de type M-850, de la société [www.pi.ws], Figure 1.5. Chaque bras est constitué d'une chaîne cinématique de type Sphérique-Prismatique-Sphérique (SPS).



Figure 1.5. Robot Roboscope.

Plus récemment le robot Mars, [Shoham 03], a été développé pour de multiples activités en neurochirurgie, orthopédie ou laparoscopie (pour l'urologie notamment), Figure 1.6. Il peut être fixé sur une table ou sur le patient. Il possède une architecture parallèle de type hexapode à 6 ddl. C'est un petit robot de taille 50*50*70 mm qui a une masse de 230 g. Cependant, il possède un petit espace de travail de 20*20*20 mm.

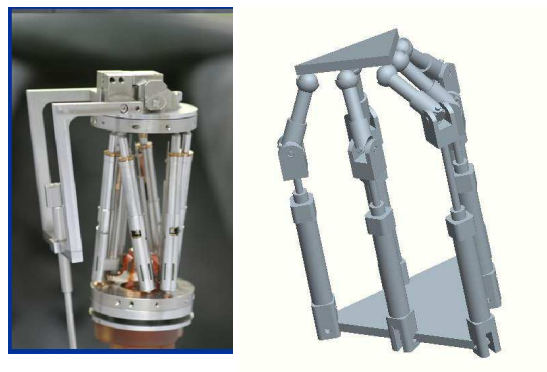


Figure 1.6. Robot Mars.

Ces quelques exemples montrent que dans le domaine de la neurochirurgie, les architectures des robots sont variées. Pour cette dernière application médicale, les robots ont besoin d'un petit espace de travail mais d'une grande précision ('brain shift', 'stereotactic frames' selon Ortmaier à Euron 06). Pour ces raisons, la structure parallèle est souvent utilisée pour la conception des robots de neurochirurgie.

1.1.2 – Les robots d'orthopédie

Les premiers robots pour l'orthopédie sont des robots industriels modifiés pour répondre à l'application médicale. En 1991, le robot Robodoc [Taylor, 94], est conçu avec une architecture industrielle IBM 7576 de type SCARA (Selective Compliant Articulated Robot Arm) RRRP, à 3 articulations rotoïdes d'axes parallèles et une articulation prismatique (RRRP), Figure 1.7. Développé pour la mise en place de prothèse de hanche en orthopédie, il permet de réaliser, en autonomie après une phase de planification, le fraisage de la cavité qui doit recevoir l'implant. Le chirurgien contrôle le bon déroulement de l'opération, il peut intervenir à tout moment à l'aide d'un bouton d'arrêt d'urgence. Pour le même type d'opération, a été développé Caspar de la société Maquet, robot industriel Staübli RX présentant une architecture série anthropomorphe à 6 ddl, Figure 1.8.

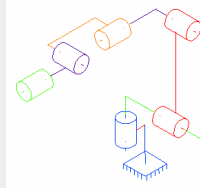
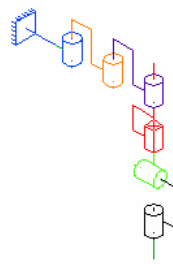


Figure 1.7. *Robot Robodoc.*

Figure 1.8. *Robot Caspar.*

Le robot Acrobot de l'Impérial College de Londres [Davies, 97], également anthropomorphe, est conçu pour assister le chirurgien dans la pratique de son geste médical, Figure 1.9. Il a été développé pour la pose de prothèse de genou. C'est un robot synergique qui limite les mouvements du chirurgien à partir d'une pression déterminée pour éviter les zones à risque. Pour cela, il est équipé d'un capteur d'effort à son extrémité.



Figure 1.9 . *Robot Acrobot.*

La même année a été développé le robot Crigos avec une structure parallèle [Brandt,97], Figure 1.10. Il possède une structure à 6 ddl de type plate-forme de Stewart surmontée de porte-outils spécifiques. Il permet d'adapter l'espace de travail à la région réduite d'intervention.



Figure 1.10 . *Robot Crigos.*

Plus récemment, le robot Brigit a été développé par le laboratoire LIRMM, [Maillet, 06], et la société Medtech, Figure 1.11. Il s'agit d'un bras anthropomorphe Mitsubishi RV 1A qui

permet de positionner un ancillaire pour la découpe de tissus osseux. Il est conçu pour la pose de prothèse totale du genou.

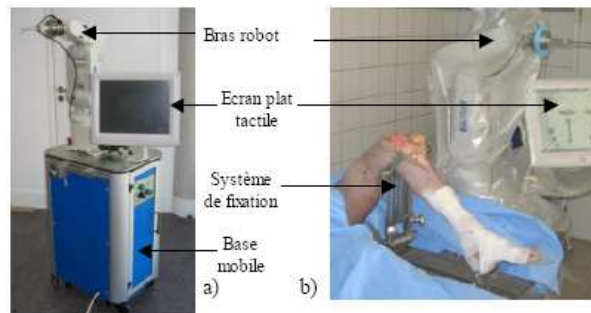


Figure 1.11 . Robot Brigit.

Dans le domaine de l'orthopédie, les structures de robot les plus utilisées sont les structures sérielles anthropomorphes. Les efforts et les vibrations sont importants, les corps sont rigides. Les tâches peuvent être automatisées en utilisant des marqueurs fiduciaux pour le recalage du robot. Celles-ci sont proches de celles du milieu industriel d'où l'utilisation des mêmes structures.

1.1.3 – Les robots de chirurgie mini-invasive

Une avancée médicale à la fin des années 80 a fait évoluer les recherches de la robotique médicale : les chirurgiens ont commencé à pratiquer la chirurgie mini-invasive. Cette technique consiste à réaliser trois petites incisions dans le corps du patient dans lesquelles on insère des trocars, Figure 1.12. Dans l'un d'eux passe un endoscope pour voir à l'intérieur du corps, dans les deux autres, les instruments chirurgicaux de diamètre 5 mm, Figure 1.13. Cette chirurgie a apporté des avantages considérables pour le patient : petite cicatrice, durées de rétablissement et d'hospitalisation plus courtes. En contrepartie, le chirurgien dit faire face à des difficultés supplémentaires :

- sa position est inconfortable,
- les mouvements sont inversés,
- il est difficile de synchroniser les positionnements de l'endoscope et des outils, car l'endoscope est tenu par un assistant.



Figure 1.12. Trocars.

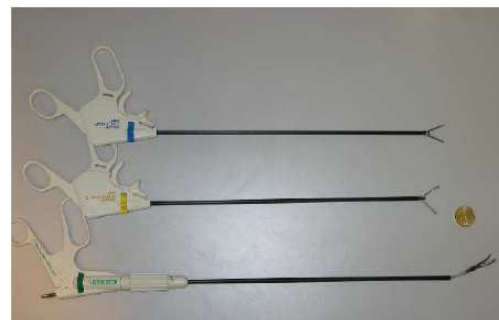


Figure 1.13. Instruments chirurgicaux..

1.1.3.1 – Les porte-endoscopes

Les premiers robots mis en place en chirurgie mini-invasive sont les porte-endoscopes de type SCARA Aesop [Sackier, 94], Figure 1.14, pour lequel le déplacement de l'endoscope est géré par commande vocale et EndoAssist [Aiono, 99], Figure 1.15, dont les déplacements sont

commandés par des mouvements de la tête du chirurgien. Ces robots ont apporté une aide efficace au chirurgien dans la mesure où ce dernier a les mains libres pour opérer. Les deux robots possèdent un poignet à articulations passives (PAP) pour réaliser le centre de rotation déporté.

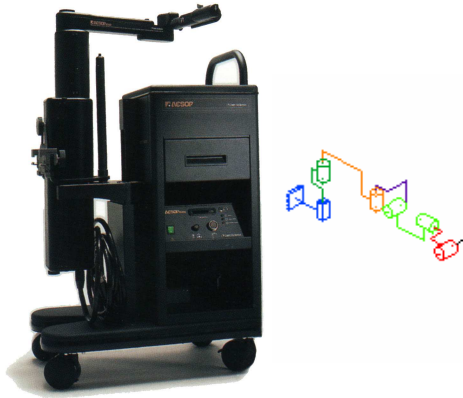


Figure 1.14. *Robot Aesop.*



Figure 1.15. *Robot EndoAssist.*



Figure 1.16. *Robot Lapman.*

Plus récemment la société Medsys [[http : //www.medsys.be/lapman/](http://www.medsys.be/lapman/)] a conçu le robot Lapman, Figure 1.16. Il a une masse de 50 kg et mesure 1,20 m de hauteur, il se déplace sur roulettes et s'installe en face du chirurgien, à la place de l'assistant. L'optique est commandée grâce à une télécommande placée entre les deux gants du chirurgien. La 'Food and Drug Administration' (FDA) a récemment donné son approbation pour la commercialisation du système aux Etats-Unis. C'est un robot d'architecture poignet à articulations passives.

Les porte-endoscopes classiques ont un poignet à articulations passives. Cette structure est adaptée, car la position de l'endoscope n'exige pas une très grande précision.

1.1.3.2 – Les télémanipulateurs

L'inconfort de la position du chirurgien a conduit à la création de robots télémanipulateurs composés d'un poste maître où le chirurgien « bien installé » contrôle un poste esclave constitué en général d'un bras porte-endoscope et de deux bras porte-instruments chirurgicaux. Les robots les plus connus sont Zeus, de la société Computer Motion, Figure 1.17, largement médiatisé par l'opération Lindberg en 2001, [Marescaux, 01] et

Da Vinci [Guthart, 00], Figure 1.18, robot médical le plus vendu au monde et commercialisé par la société Integrated Surgical Systems.



Figure 1.17. Robot Zeus.



Figure 1.18. Robot Da Vinci.

Ils ont tous deux des bras esclaves de morphologies de type SCARA. Le robot Zeus possède le bras porte-endoscope à commande vocale du robot Aesop. Il permet un retour visuel sur le poste maître en 3D grâce à un endoscope stéréoscopique et au port de lunettes 3D. En 2001, une commande par retour d'effort est proposée [Preusche,02] : un capteur d'effort miniature à trois composantes est placé à l'extrémité de l'instrument. Une interface haptique PHANTOM à 6 ddl en effort est utilisée pour commander le déplacement du bras esclave et restituer les forces appliquées au scalpel à l'utilisateur. Zeus permet d'opérer comme en chirurgie mini-invasive traditionnelle (effet fulcrum). La société Computer Motion du robot Zeus a été rachetée par la société Integrated Surgical Systems. Le robot n'est plus commercialisé à ce jour.

Le système Da Vinci est constitué :

- d'une console avec visionneuse stéréo à affichage 3D (poste maître),
- d'un poste esclave constitué d'un chariot de chirurgie avec quatre bras fixés sur la même embase : 1 porte- endoscope stéréoscopique, 3 bras instrumentés asservis aux bras maîtres. Le troisième bras instrumenté est surtout utilisé pour l'apprentissage. Le poignet à centre de rotation déporté est réalisé selon une conception de type parallélogramme déformable.
- d'un chariot d'imagerie.

Le chirurgien opère à l'aide de deux manipulateurs. Il contrôle le mouvement des instruments en temps réel. Le déplacement de l'endoscope est commandé à l'aide de pédales. Il permet la démultiplication des gestes de la main du chirurgien pour avoir un déplacement plus précis des instruments. Un système de filtrage électronique élimine les tremblements de la main du chirurgien. Les mouvements ne sont pas inversés contrairement à ceux obtenus avec Zeus.

Ces robots permettent d'améliorer le confort du chirurgien et d'augmenter la précision du geste chirurgical. Leur inconvénient majeur, outre leur niveau de complexité, est l'encombrement qu'ils engendrent dans l'environnement du bloc opératoire et surtout autour du patient. Chaque bras du robot Zeus a une masse de 15 kg, le robot Da Vinci présente une masse totale de 544 kg. De plus, ils n'intègrent pas pour l'instant de système de compensation des mouvements du corps (respiratoires ou cardiaques). De ce fait, ils ne sont pas utilisables dans tous les domaines chirurgicaux, notamment en cardiologie. Des études sont actuellement menées pour lever ce verrou par asservissement visuel [Ginhoux, 03], [Cuvillon, 06].

D'autres télémanipulateurs ont été conçus mais sont restés au stade de prototypes : Endobot, Figure 1.19, qui permet de réaliser les nœuds de suture, RTW, Artemis, Endoxirob.

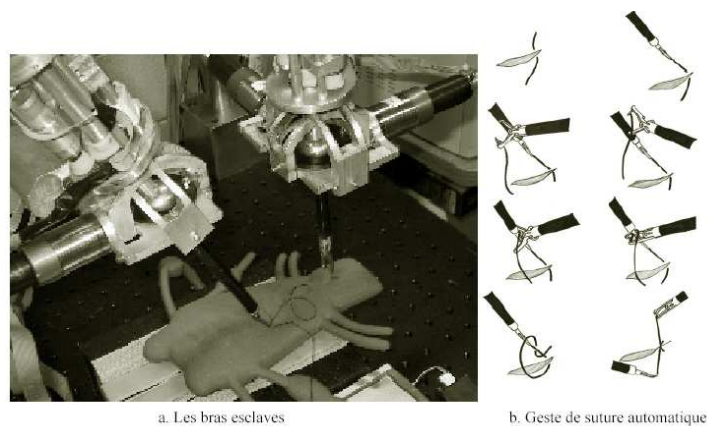


Figure 1.19. Robot Endobot.

Le robot Endobot, [Kang, 01] constitué de deux robots esclaves est manipulé directement par le chirurgien. Les effets de gravité sont compensés par le système. Si le chirurgien lâche les instruments, ils ne tombent pas. Les deux premières articulations créent un mouvement sphérique de l'instrument autour du point d'incision, à l'aide d'arches semi-circulaires. Les deux mouvements suivants sont la rotation propre de l'outil endoscopique, dépourvu de mobilité interne, et la translation suivant l'axe de cet outil. C'est un robot synergique : des contraintes peuvent être appliquées sur certains axes pour limiter le mouvement.

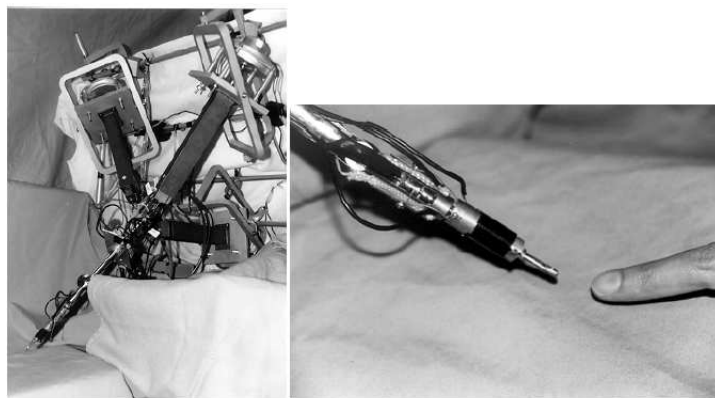


Figure 1.20. Robot RTW Première version.

Le poste esclave du robot RTW, Figure 1.20, allie architectures parallèle et série, il a été réalisé en deux versions. La première [Cavosuglu, 00] est un mécanisme parallèle à actionneurs linéaires chargés de positionner une plate-forme sur laquelle est fixée Millirobot, une structure série à 3 ddl utilisant le principe du Poignet à Articulations Passives. La seconde version, [Cavosuglu, 01] reprend le principe d'actionnement par structure parallèle de la première version qui anime cette fois-ci une structure de type parallélogramme permettant de gagner en rigidité et en encombrement. Pour le poste maître, le système Immersion a été remplacé par deux interfaces haptiques Phantom 1.5 de Sensable Technologies. Le système n'offre toujours pas de retour haptique, faute de capteurs d'effort sur les bras esclaves.

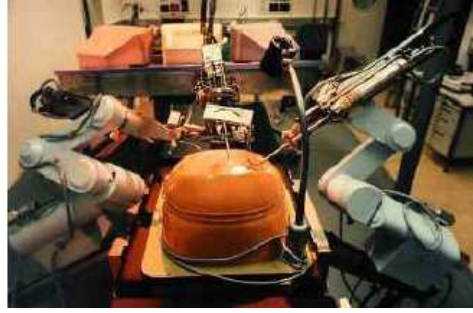


Figure 1.21. *Robot Artemis.*

Le télémanipulateur Artemis, Figure 1.21, a l'originalité d'avoir un poignet à centre de rotation déporté réalisé à l'aide d'un système poulie-courroie.



Figure 1.22. *Robot Endoxirob.*

Le robot Endoxirob, Figure 1.22, a été étudié en 1999 par le laboratoire LAAS en collaboration avec de nombreux laboratoires français. Il permet d'avoir un retour haptique au poste esclave ce qui n'est pas le cas sur les robots Zeus et Da Vinci. Il possède des bras porte-instruments à centre de rotation déporté de type parallélogramme.

Les télémanipulateurs ont permis d'améliorer la précision du geste médical mais restent des structures encombrantes. Le retour haptique pour donner des sensations au chirurgien n'est pas encore réalisé. En chirurgie mini-invasive, les robots travaillent sur des tissus mous ce qui complique la tâche. Les applications considérées n'exigent pas de développer de grands efforts, mais imposent cependant un large espace de travail, comparé aux applications de neurochirurgie, [Ortmaier, 06]. Les structures utilisées sont diverses : porteur de type Scara, porteur parallèle. Les poignets à centre de rotation déporté sont réalisés à l'aide de plusieurs technologies : poignet à articulations passives, poignet sphérique, parallélogramme.

1.1.3.3 – Les outils à mobilités intra-cavitaires

La conception d'outils haute dextérité est étudiée pour donner plus de mobilités intra-cavitaires [Sallé, 2004], Figure 1.23. En effet, la contrainte de passage du trocart limite à quatre le nombre de ddl de l'outil, au lieu de six en chirurgie traditionnelle. Ces outils ont un intérêt particulier pour la chirurgie cardiaque en raison du faible espace de travail.

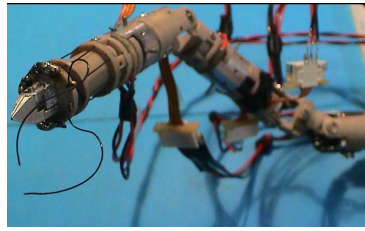


Figure 1.23. Outil haute mobilité DRIMIS.

1.1.3.4 – Les porte-endoscope légers

Les structures plus récentes proposées dans ce domaine sont plutôt dédiées. Le laboratoire TIMC a conçu un porte-endoscope léger de 625 g et de petite taille : LER [Berkelman, 03], pour limiter l'encombrement de la zone opératoire, Figure 1.24. Il possède deux liaisons rotoïdes et une liaison prismatique, où les axes des trois liaisons sont concourants. Sur le même principe, le laboratoire LRP a développé le robot MC2E [Zemiti, 04], qui peut effectuer un mouvement combinant trois rotations autour d'un point fixe et une translation suivant l'axe de la dernière rotation, Figure 1.25.



Figure 1.24. Robot LER..



Figure 1.25. Robot MC2E.

1.1.4 – Les robots de télé-échographie

On peut noter également l'utilisation de structures dédiées dans le domaine de l'échographie. Cette technique d'imagerie est couramment utilisée par sa facilité de mise en œuvre et son faible coût. La qualité du diagnostic dépendant du spécialiste, un robot de télé-échographie permet à un spécialiste de pratiquer un examen à distance sur des sites manquant d'experts en échographie. C'est un système maître-esclave. L'expert est situé au poste maître. Il pilote à l'aide d'une sonde fictive le robot porteur de la sonde échographique situé au poste esclave. L'expert reçoit en retour, sur un écran de contrôle, l'image échographique du patient distant, ce qui lui permet d'élaborer son diagnostic.

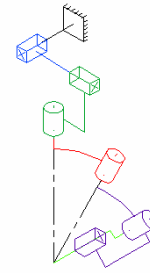
Dès 1998, le laboratoire Vision et Robotique de Bourges valide le concept de télé-échographie robotisée avec le prototype Syrtech [Gourdon, 99], [Gourdon, 00]. Il en résulte par la suite, la réalisation du prototype Teresa [Courreges, 01]. Il possède un poignet sphérique, trois rotations à axes concourants et une translation suivant l'axe de la sonde, Figure 1.26. En 2001, le projet européen Otelo aboutit à la conception et à la réalisation de deux prototypes pré-industriels : Otelo 1 et Otelo 2, Figure 1.27, [Al Bassit, 05]. Ils sont composés de deux articulations prismatiques et d'un poignet à 4 ddl (RRRP non SCARA).



Figure 1.26. *Robot Teresa.*



Figure 1.27. *Robot Otelo 2.*



Le robot TER [Vilchis, 03a] du laboratoire TIMC, fonctionne sur le même principe, Figure 1.28.



Figure 1.28. *Robot TER.*



Des robots de structures plus complexes ont été réalisés ; les robots japonais RUDS de Mitsubishi, Figure 1.29, et de Masuda, Figure 1.30, en sont les exemples.

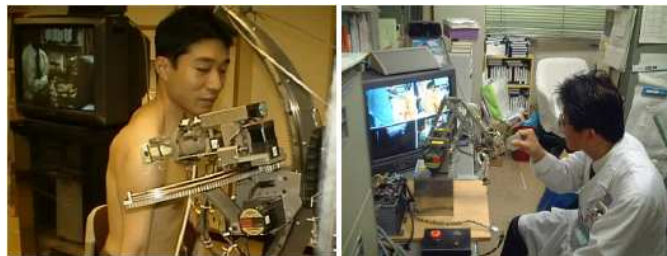


Figure 1.29. *Robot RUDS.*

Le robot RUDS pour la télé-échographie de l'épaule [Mitsuishi, 01] est un robot série à 7 ddl. Il possède un porteur cartésien 3P et un poignet constitué de guides circulaires 3RP.

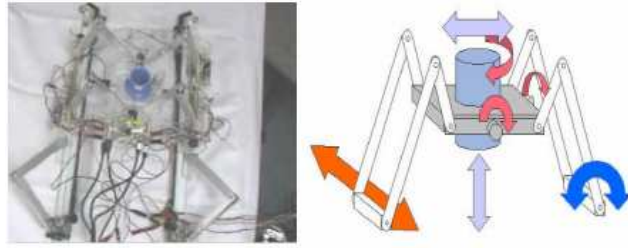


Figure 1.30. Robot de Masuda.

Le robot de Masuda [Masuda, 01] permet de réaliser une échographie de l'abdomen, Figure 1.30. C'est un robot hybride. Le positionnement est obtenu par des éléments parallèles, l'orientation par des engrenages. Le poignet sphérique de type série est à structure cardan.

En 2004, Najafi de l'université de Manitoba conçoit un poignet porte-sonde échographique à 3 ddl [Najafi, 04]. C'est une architecture hybride. L'orientation de la sonde est réalisée avec une structure parallèle à 2 ddl. Un troisième bras réalise la rotation propre de la sonde. Un nouveau prototype à 4 ddl est réalisé en 2007 avec une architecture proche [Najafi, 08], Figure 1.31. La structure parallèle qui oriente la sonde est un pantographe à six barres. Un mécanisme série utilisant un système de transmission par câbles permet l'orientation et la translation de la sonde suivant son axe propre.

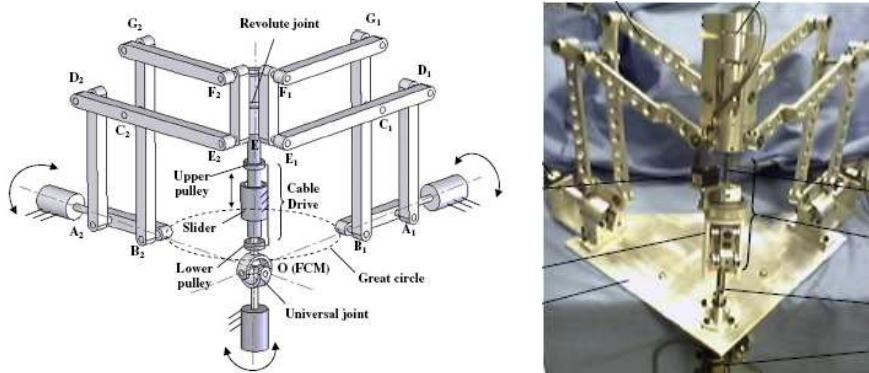


Figure 1.31. Poignet porte sonde de [Najafi, 07].

En 2006, la télé-échographie a fait une avancée, le robot Estele, Figure 1.32, développé par le laboratoire LVR avec la même cinématique que le robot Teresa a été commercialisé par la société Robosoft. Il a fait l'objet de validations sur bateau dans le cadre du projet Marte III en 2008.



Figure 1.32. Robot Estele.

En 2006 également, la compagnie suédoise Medirob AB a commercialisé le robot Medirob, [www.medirob.com] . C'est un robot série classique à 6 ddl porté par une plateforme mobile, Figure 1.33. Ce robot est spécialement utilisé pour réaliser des échographies cardiaques.



Figure 1.33. Robot Medirob.

Nous pouvons remarquer que les robots de télé-échographie présentent des structures cinématiques relativement différentes les uns des autres dès lors que ce sont des robots dédiés. Peu de laboratoires ont développé ce type de robots bien que ces derniers soient utiles sur les lieux d'urgence ou dans les hôpitaux de proximité par manque de spécialistes en radiologie.

1.1.5 – Les robots de ponctions

Un des premiers robots conçu dans ce domaine est le robot Paky, Percutaneous Access of the Kidney [Stoianovici, 97], qui réalise des ponctions du rein, Figure 1.34. C'est un système actif à 1 ddl de descente d'aiguille, par entraînement par frottement où deux roues en opposition génèrent une translation. Il est couplé au bras passif à 5 ddl Grey-Arm de Taylor qui permet un positionnement grossier et au centre de rotation instantané, (Remote Center of Motion, RCM), qui confère deux degrés de liberté supplémentaires au dispositif d'insertion. Le RCM est réalisé par un système poulie courroie. L'aiguille est positionnée, la position est verrouillée avec la manette. Pour l'insertion d'aiguille il reste 3 ddl contrôlés par les joysticks : deux rotations et une translation.

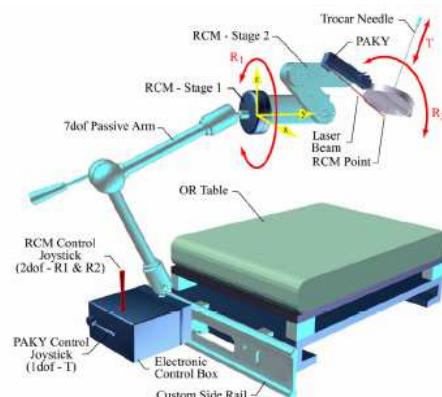
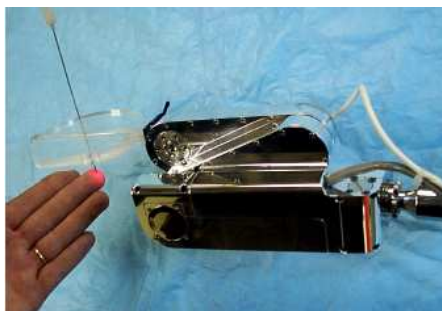


Figure 1.34. Robot Paky et son schéma.

Le système de positionnement et d'insertion d'aiguille Innomotion est en cours de commercialisation par la société Innomedic [Bock, 05], Figure 1.35. C'est un bras série à 5 ddl, attaché à un portique, posé au dessus du patient.



Figure 1.35. Robot Innomotion.

On trouve également dans ce domaine des robots dédiés. Le robot LPR, robot de ponctions léger [Taillant, 04] du laboratoire TIMC en est un exemple, Figure 1.36. Il permet de réaliser des biopsies sous IRM ou CT-Scanner. Sa masse est de 1 kg. Il est en matériaux plastiques compatibles avec la Résonance Magnétique, il est transparent, sans artefact sous CT-Scanner. Il est conçu comme les robots TER et LER avec une structure hybride. Il possède 5 ddl de type PPRRP.



Figure 1.36. Robot LPR..



Figure 1.37. Robot CT-BOT et son schéma.

Le robot CT-BOT [Maurin, 05] du LSIIT présenté Figure 1.37 possède une structure très différente. Il permet de positionner et d'insérer une aiguille de façon précise sur l'abdomen, sous imageur IRM ou scanner. Il présente une structure parallèle constituée de deux branches symétriques comportant cinq articulations rotoïdes chacune. Cet ensemble permet d'effectuer le positionnement du manipulateur avec cinq composantes de mobilité (trois rotations et deux translations). Une troisième branche sert à l'insertion de l'aiguille par un dispositif d'enfoncement passif. Elle laisse deux degrés de liberté à la structure globale (une translation et une rotation) pour l'insertion de l'aiguille. Il est fabriqué en poudre de polyamide et équipé de moteurs à ultrasons. Sa masse est de 1,9 kg. Le système est fixé sur le corps du patient pour compenser les mouvements de respiration. Récemment, un système d'insertion d'aiguille compatible avec le retour d'effort a été étudié [Barbé,07].

Ces quelques exemples de robots montrent que dans le domaine des ponctions, les robots sont également dédiés à leur application ; ils ont des structures spécifiques et utilisent des matériaux compatibles avec l'IRM ou le CT-Scanner.

1.1.6 – Conclusion

L'état de l'art que nous venons de présenter ne se veut pas exhaustif mais montre que si, à l'origine, les structures proposées étaient très proches de structures industrielles classiques, on tend maintenant plutôt vers la conception de structures originales et totalement dédiées. Si à partir de cette constatation nous voulons proposer une méthodologie de conception de robots génériques, il faut au préalable pouvoir les classer.

1.2 - Les différentes classifications des robots médicaux

Dans ce paragraphe, nous présentons différentes classifications de robots médico-chirurgicaux qui ont été élaborées jusqu'ici à partir de travaux de synthèse de Dario [Dario, 96] et Casals [Casals, 98].

1.2.1 – Classification de J. Troccaz

En 1999, J. Troccaz propose de différencier les robots en fonction du type d'interaction entre le chirurgien et le robot. Elle détermine ainsi les catégories suivantes [Troccaz, 99] :

- Les systèmes passifs : le robot n'agit pas directement s'il n'est pas actionné par le médecin,
- Les systèmes actifs : cette fois le robot est entièrement actionné, il réalise la tâche de manière autonome sans intervention humaine,
- Les systèmes semi-actifs : l'interaction est à la fois passive et active, le praticien réalise la tâche, mais il est guidé par le robot,
- Les systèmes synergiques : le robot est semi-actif, mais il guide l'utilisateur de façon programmée. Le robot Padyc [Schneider, 01] en est un exemple,
- Les systèmes de télérobotique : ces systèmes sont opérés à distance,
- Les systèmes endocorporels : systèmes pouvant s'introduire dans le corps du patient.

1.2.2 – Classification de B.L. Davies

B.L. Davies propose une classification simple en 2002, [Davies, 02] :

- Les robots autonomes,
- Les robots synergiques,
- Les robots téléopérés.

1.2.3 – Classification de J. Gangloff

En 2004, J. Gangloff précise le domaine de la télémanipulation pour la chirurgie mini-invasive, [Gangloff, 04]. Il classe ces robots selon l'approche utilisée pour que lors du passage du robot dans le trocart, aucun effort latéral ne soit exercé. Il distingue donc :

- Le poignet passif : les dernières articulations du robot ne sont pas motorisées, elles suivent le mouvement du robot imposé par ses articulations actives. Les robots Zeus, Aesop, EndoAssist sont de ce type. Ses inconvénients sont le jeu, la flexibilité, les manques de précision et de répétabilité (mode automatique) ;
- Le Centre de Rotation Déporté ou Remote Center of Motion (RCM) : le centre de rotation correspond au point fixe du trocart (Da Vinci, Otelo, Artemis). Un inconvénient de cette structure est la présence de singularités ;

- Les robots attachés au patient : ces robots (CT-BOT, LER, MC2E) ont pour avantages d'être compacts et de compenser les mouvements respiratoires ;
- Les robots redondants : une loi de commande appliquée à une structure mécanique possédant plus de mobilités que nécessaire permet de garantir le passage du trocart autour d'un point fixe, [Michelin, 02]. Ils ont une meilleure répétabilité et une structure mécanique plus simple et plus compacte que les robots RCM. Par contre, du fait de la gestion logicielle du système, ils sont moins sûrs en cas de défaillance.

1.2.4 – Classification de A. Vilchis

A. Vilchis a classifié les robots du domaine de la télé-échographie [Vilchis, 03b]. Les critères permettant de les comparer sont :

- Le type d'application (télé-médecine, mode automatique, télé-échographie)
- L'architecture du système esclave
- Le contrôle du système esclave (en position, force ou en visuel)
- Les composants du système maître (joystick, sonde fictive)
- Le réseau utilisé pour le transfert de données (ISDN, LAN, WAN, satellite)
- Le statut (clinique, projet, test).

1.2.5 – Conclusion

Toutes ces classifications ont été proposées en fonction des utilisations futures de leurs auteurs. Aucune ne repose sur la structure cinématique des robots. Une telle classification est nécessaire à la création d'un catalogue de robots. Celui-ci étant une étape préliminaire pour définir la méthodologie de conception. Ainsi, nous proposons dans le prochain chapitre de développer une telle classification.

Chapitre 2

Du cahier des charges à la synthèse topologique

Résumé

La question de la synthèse de mécanisme se décompose en deux phases : la synthèse topologique et la synthèse dimensionnelle. Ce chapitre propose une méthodologie de la première d'entre elles. A partir de l'étude de cahiers des charges de robots médicaux différents exprimant le besoin, et d'un catalogue de robots décrits par leur structure cinématique, des algorithmes ont été élaborés pour aider à choisir des morphologies de robots médicaux. Ils ont été validés à partir dudit catalogue de robots. Puis, ils ont été intégrés dans un logiciel CAO pour aider le concepteur.

Introduction	p 30
2.1 - Catalogue de robots médicaux	p 30
2.1.1 – Classification des robots médicaux	p 31
2.1.2 – Analyse statistique des structures cinématiques des robots médicaux	p 32
2.1.3 – Conclusion	p 38
2.2 - Etude des cahiers des charges	p 38
2.2.1 – Description des robots médicaux étudiés	p 38
2.2.2 – Caractéristiques communes des robots médicaux	p 40
2.2.3 – Caractéristiques spécifiques des robots médicaux	p 41
2.2.4 – Conclusion	p 41
2.3 – De l'expression du besoin à la solution proposée	p 42
2.3.1 – Choix de la structure porteuse	p 42
2.3.2 – Choix de la structure du poignet	p 42
2.3.3 – Propositions	p 42
2.3.4 – Validation des algorithmes	p 44
2.4 – Outil d'aide à la conception assistée par ordinateur	p 47
2.4.1 – Des paramètres de conception à la solution en CAO	p 47
2.4.2 – Des paramètres de Denavit Hartenberg au robot modélisé en CAO	p 47
Conclusion	p 49

Introduction

Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art du chapitre précédent, divers prototypes de robots médicaux ont été conçus et réalisés : leurs capacités et performances ont notablement progressé et parallèlement leurs architectures cinématiques se sont transformées. Après avoir utilisé des robots industriels adaptés au besoin médical, on se dirige de plus en plus vers la conception de robots dédiés à des tâches spécifiques dans des secteurs variés. La phase de conception engendre une grande partie des coûts d'un produit [Bellut, 95]. L'acte de conception est modélisable et en partie automatisable [Simon, 77], d'où l'utilité d'outils d'aide à la conception informatisée pour soulager les concepteurs des tâches relevant des parties automatisables pour leur laisser plus de temps pour la créativité et l'innovation.

Les travaux de recherche portant sur la conception mécanique des robots médicaux sont récents. Quelques auteurs se sont intéressés aux structures cinématiques rencontrées en robotique médicale : [Pierrot, 03], [Poignet, 05]. Cependant la synthèse morphologique de mécanismes, pour ce secteur d'application, n'a pas fait l'objet de publications majeures. La synthèse morphologique de mécanismes plans de type générateur de mouvement a été effectuée en examinant des morphologies classées par des paramètres qualitatifs et globaux [Sardain, 93]. Gogu s'est intéressé à la synthèse topologique des robots parallèles, [Gogu, 08]. Ceci est largement expliqué par la relative « jeunesse » de la discipline et par le fort degré de risque associé au secteur chirurgical. A ce jour le recul et l'expérience ne sont pas suffisants pour établir des règles strictes en matière de conception robotique pour le médical et les systèmes réalisés sont souvent restés au stade de prototype expérimental. Un outil d'aide à la conception serait ainsi utile et largement apprécié.

Nous avons tout d'abord élaboré un catalogue de robots médicaux constituant une base de solutions pour la synthèse topologique, puis étudié les cahiers des charges de robots développés pour des applications médicales différentes. Nous proposons ensuite un ensemble de règles et d'organigrammes traduisant des relations entre des contraintes du cahier des charges et une structure cinématique de robots. La démarche de conception suivie, présentée Figure 2.1., s'inspire de l'approche Axiomatic Design [Angeniol, 06], [Yannou, 06], consistant à lier le domaine des paramètres de conception (Design Parameters) au domaine des spécifications fonctionnelles (Functional Requirements) par un ensemble de règles ou axiomes [Suh, 78].

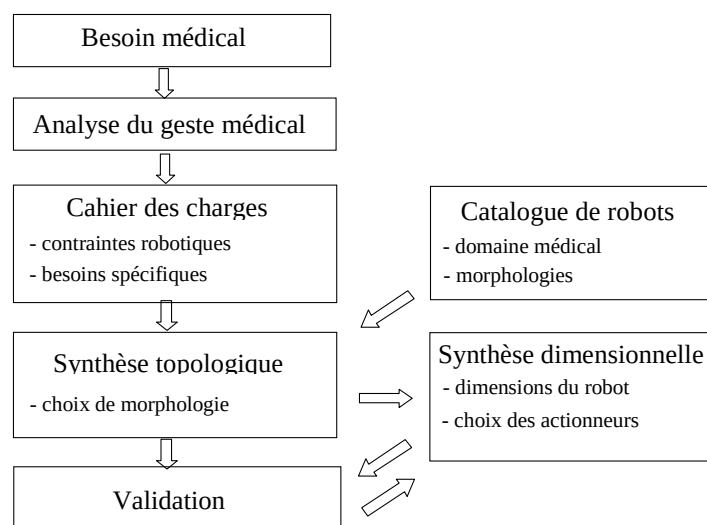


Figure 2.1. Etapes pour la démarche de conception de robots médicaux.

2.1 - Classification de robots médicaux

Dans le but de réaliser la synthèse topologique des robots médicaux, second « sous problème » de la synthèse de mécanismes, [Chedmail, 98], nous présentons les architectures qui permettent d'accomplir une tâche médicale. Nous capitalisons des connaissances, c'est le « moyen de les faire partager et fructifier » selon N. Matta, [Matta,01]. Pour cela, nous avons débuté par une étude des structures robotiques existant dans le milieu médical, qui a conduit à la réalisation de fiches descriptives de chacun des robots, deux exemples sont présentés en annexe A. Puis nous avons créé une classification basée sur la cinématique et la conception mécanique de ces robots. Nous avons plus particulièrement étudié les poignets à centre de rotation déporté (Remote Centre of Motion : RCM). Cette capitalisation des connaissances a permis d'effectuer une analyse statistique sur les différentes cinématiques de robots proposées, [Nouaille, 06], étape indispensable avant d'établir des règles de conception.

2.1.1 - Catalogue des robots médicaux

Pour faire notre classification, dont un extrait est présenté Figure 2.2, nous avons répertorié 60 robots (30 % français et 70 % étrangers) pour lesquels nous avons déterminé les caractéristiques suivantes : le domaine médical, la structure mécanique, le nombre de degrés de liberté (ddl), la configuration cinématique.

Laboratoire	Robots	Cinématique	archi globale	Porteur	Poignet	ddl	config globale
Acrobot Ltd Imperial College	Acrobot	anthropomorphe	s	s		6	6R
Computer Motion	Aesop	Scara RCM passif	s	s	RCM	6	PRRRRR
Madhani	Black Falcon	RCM	s		RCM	8	RRPRRRRP
Ortomaquet	Caspar	anthropomorphe	s	s		6	6R
Brandt Zimolong	Crigos	parallèle Stewart	p	p		6	
LSIIT	CT-Bot	parallèle	p			5	RP
LIRMM	D2M2	bras actif	s	s	s	5	PRRRP
Intuitive Surgical	Da vinci	RCM actif parallélogramme	s	s	RCM	6	RRPRRR
LIRMM	Dermarob	Scara	s	s		6	PRRRRP
LRP	DRIMIS	Outil intra -corporel	s		s	5	RRRRR
Masuda	Echographie abdomen	hybride	h	p	RCM	6	RRRRRP
Salcudean	Echographie artérielle	Série	s	s	RCM	6	PRRRRR
Wendlandt	Endo - plateforme	parallèle Stewart	p		p	3	PPR
Armstrong Healthcare	EndoAssist	RCM passif	s	s	RCM	5	PRRRR
Imperial college	EndoBot	RCM actif	s			4	RRRP
LIRM	Hippocrate	anthropomorphe	s	s		6	6R
TIMC	LER	RCM actif poignet sphérique	s		RCM	3	RRP
Israël Shoham Burman	MARS	parallèle Stewart	p		p	6	
LRP	MC2E	RCM actif poignet sphérique	s		RCM	4	RRRP
TIMC	Neuromate	anthropomorphe	s	s		6	RRRRRR
LVR	Otelo	RCM actif	s		RCM	6	PPRRRP
TIMC	PADyC ou RSP	Scara passif	s	s	s	6	PRRRRP
Etats Unis	PAKY	RCM poulie courroie bras passif	s		RCM	7	RRP
Finlay Armstrong Healthcare	Path Finder	anthropomorphe bras passif	s	s		6	6R
ISS	Robodoc	Scara actif	s	s		5	RRPRR
Auer Imperial College	Roboscope	parallèle	p	p		6	
TIMC	RPL	hybride	h	p	RCM	4	PPRRP
Berkeley San Francisco	RTW	Hybride	h		RCM	6	RRRRRP
Mitsubishi	RUDS	Série cartésien	s			7	PPRRRP
Isis Robotics	Surgiscope	parallèle delta+Rm	p	p		3	
Vilchis	TER 2	hybride	h	p	RCM	6	PPRRRP
LVR	Teresa	RCM actif	s		RCM	4	RRRP
Polytec PI URS	URS Evolution1	parallèle Stewart	p	p		6	6(SPS)
Computer Motion	Zeus	Scara RCM passif	s	s	RCM	4	PRRR

Figure 2.2. Extrait de la classification des robots médicaux.

A partir de cette classification, annexe B, une analyse statistique sur la cinématique des robots a été réalisée pour tenter d'établir des liens entre la structure cinématique et le domaine médical.

2.1.2 - Analyse statistique des structures cinématiques des robots médicaux

L'analyse statistique des structures cinématiques est menée à partir des critères établis dans le catalogue de robots : le domaine médical, le type de structure globale, le type de structure utilisée pour le porteur, puis pour le poignet, le nombre de ddl puis la configuration cinématique. Cette analyse a pour but de mettre en évidence des caractéristiques communes et des caractéristiques plus spécifiques aux robots médicaux.

2.1.2.1 - Domaine médical

Nous avons choisi en premier lieu de les regrouper selon les domaines médicaux suivants : Neurochirurgie, Orthopédie, Echographie, Chirurgie Mini-invasive, Ponctions et radiothérapie, Colonoscopie, Divers, Figure 2.3. Ces catégories ont été choisies car elles sont les plus représentatives des applications visées. Des cas plus particuliers sont regroupés dans la catégorie « divers ».

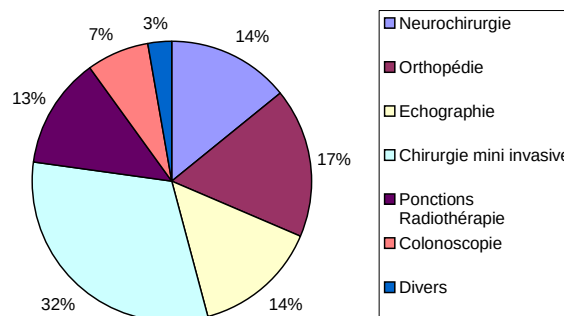


Figure 2.3. Répartition par domaine médical sur une population de 70 robots.

Nous constatons que les robots de chirurgie mini-invasive représentent 30 % environ de la population étudiée. Ce domaine est très développé car l'apport de la robotisation en termes de précision du geste médical, d'amélioration des conditions de travail du chirurgien et donc de qualité de soin au patient sont les plus flagrants. La neurochirurgie, l'orthopédie, l'échographie et les ponctions et radiothérapie sont dans la même proportion : autour de 15% pour chaque application. Le domaine de la ponction devrait être plus représenté dans les prochaines années, car la recherche médicale et robotique débute avec des projets comme le projet CT-Bot, initié par le programme IRASIS, qui porte sur l'assistance robotique aux interventions percutanées sous scanner à rayons X. Une étude est menée actuellement pour développer un système d'insertion d'aiguille compatible IRM. Nous n'étudierons pas le domaine de la colonoscopie dans lequel nous trouvons essentiellement des capsules qui n'ont pas de structures cinématiques. Notre analyse ne portera pas non plus sur la classification « divers » qui représente une faible population de robots appartenant aux domaines de l'ophtalmologie et de l'urologie.

2.1.2.2 – Structure mécanique

2.1.2.2.1 - Structure globale

Nous avons analysé la répartition des structures globales sérielles, parallèles ou encore hybrides (qui est l'association des deux structures précédentes), Figure 2.4.

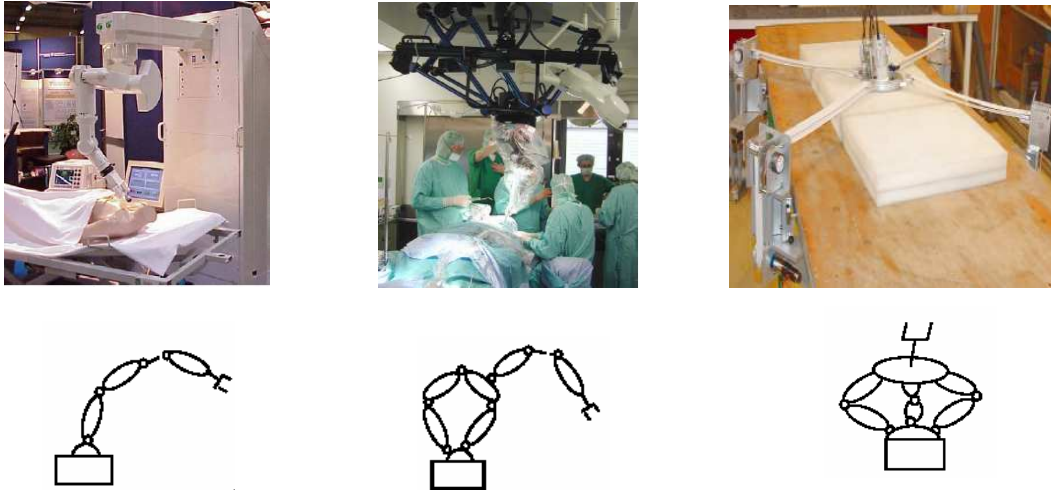


Figure 2.4. Robot Hippocrate (série), Robot Surgiscope (parallèle), Robot Ter (hybride).

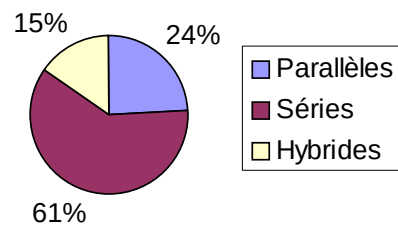


Figure 2.5. Répartition des structures globales sur 33 robots étudiés.



Figure 2.6. Robot Mars.

Nous remarquons, Figure 2.5, que les structures de type série sont les plus souvent utilisées (61%), comme c'est le cas en robotique industrielle. Les robots parallèles (24%) développés pour le milieu médical sont de types Delta (robot Surgiscope) ou plate-forme de Stewart [Stewart, 65], dont un exemple est le robot Mars, Figure 2.6. La structure parallèle possède un rapport effort exercé/masse du robot plus intéressant qu'un robot série. Elle offre plus de rigidité et de compacité, et une bonne précision absolue mais elle possède un mauvais rapport empreinte au sol/espace de travail qui est une contrainte importante dans un bloc opératoire. Elle ne permet qu'un faible débattement angulaire, ce qui est gênant pour la majorité des applications médicales. Elle est aussi plus difficile à mettre en œuvre d'un point de vue commande que la structure série. Ces raisons poussent donc les concepteurs de robots médicaux à retenir la solution la plus simple : la structure série.

2.1.2.2.2 - Structure porteuse

Nous avons alors souhaité décomposer la structure porteuse du robot de celle du poignet. Cependant, pour des robots médicaux, ces notions ne sont pas aussi évidentes que pour des

robots industriels, notamment car certains sont directement attachés au patient. Nous nous appuyons sur les définitions de Coiffet pour qui « le porteur a pour rôle d'amener l'outil dans un endroit précis, la fonction principale de l'organe terminal réside dans l'orientation », [Coiffet, 82] et de Khalil pour qui « le porteur du robot est constitué des trois premiers degrés de liberté à partir de la base, le poignet des degrés de liberté résiduels », [Khalil, 99].

a) Structure sans porteur

En robotique médicale, certains robots n'ont pas de porteur. Ils peuvent être attachés au patient, notamment pour compenser les mouvements physiologiques. Le robot de ponctions CT-Bot présenté Figure 2.7 en est un exemple. Ils peuvent également être tenus par une personne pour éviter le développement de solutions lourdes et encombrantes. Par exemple, le robot de télé-échographie Estele, doit pouvoir être facilement transporté, pour cette raison il est tenu par un assistant, Figure 2.8.



Figure 2.7. Robot CT-Bot.



Figure 2.8. Robot Estele.

b) Structures classiques

Nous avons séparé, les structures classiques : anthropomorphes 6R (Caspar, Figure 2.9), les structures Scara PRRR (Dermarob, Figure 2.10), des structures diverses des porteurs de structure série.



Figure 2.9. Structure anthropomorphe (Caspar).

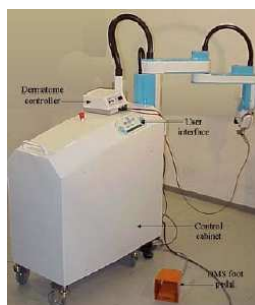
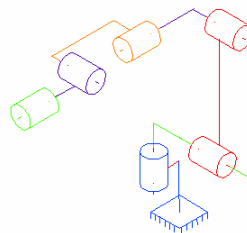
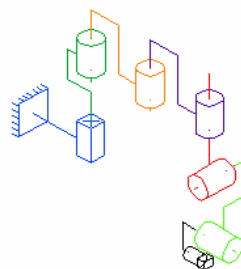


Figure 2.10. Structure SCARA (Dermarob).



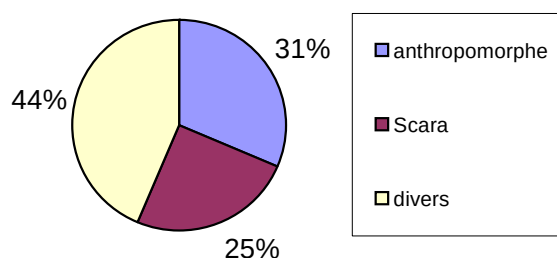


Figure 2.11. Répartition des porteurs sériels sur 16 robots étudiés.

La Figure 2.11 montre que la moitié environ des structures porteuses séries sont classiques et le plus souvent anthropomorphes. Ces proportions sont proches de celles du monde industriel puisque 23% des robots sont anthropomorphes et 21% sont de type Scara [Bonev, 05]. Les structures classiques sont surtout utilisées dans les domaines de la neurologie et de l'orthopédie. Ce sont des robots qui fonctionnent en autonomie. Les tâches qu'ils ont à effectuer sont proches de celles rencontrées dans l'industrie, puisqu'il s'agit de positionner l'outil, puis de réaliser l'opération souhaitée.

- La structure Scara

De nombreux robots sont basés sur cette architecture : Robodoc, Zeus, Da Vinci, Dermanrob [Dombre, 03], Padyc. Elle apporte un bon compromis entre l'espace de travail et la robustesse. Du fait de son espace de travail cylindrique, elle est plus adaptée à une utilisation au dessus du patient allongé, que la structure anthropomorphe dont l'espace de travail est sphérique [Poignet, 05]. Elle est également plus sûre ; les effets de la gravité sont plus faciles à prendre en compte. Par contre, son rapport charge utile sur la masse du robot est de 0,15, [Merlet, 97], ce qui entraîne pour des capacités de charges importantes, une augmentation du dimensionnement des actionneurs.

- La structure anthropomorphe

Cette architecture a été utilisée pour la conception des robots Neuromate, Caspar, Hippocrate [Pierrot, 99], Acrobot. C'est la configuration qui offre le plus grand espace de travail pour un encombrement donné [Poignet, 05]. Le volume de l'espace de travail, si on considère les trois premières articulations distantes d'une longueur L est d'environ $34 L^3$. Il est de $13 L^3$ pour la structure RPR du porteur Scara ou torique [Gorla, 84]. Cette structure est bien adaptée à un déplacement de charges imposantes. Pour cette raison, dans le domaine de l'orthopédie où il faut que le robot exerce des efforts relativement importants, on utilise plutôt des robots de type anthropomorphe.

2.1.2.2.3 – Les poignets

Nous avons analysé la structure du poignet, Figure 2.12 ; 80% sont à centre de rotation distant de type série et une minorité sont à axes non concourants. Ces derniers sont peu utilisés car la commande est difficile à réaliser. L'importante part de poignets RCM est due à la contrainte des robots de chirurgie mini-invasive qui doivent passer par un point fixe (le passage du trocart) et des robots d'échographie qui doivent faire pivoter la sonde autour d'un point fixe (le point de contact sonde/peau du patient).

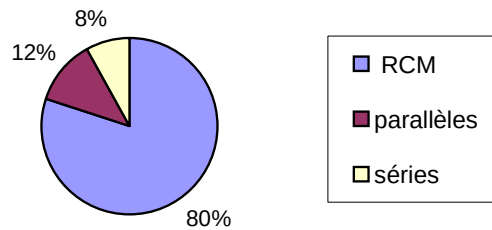


Figure 2.12. Répartition des poignets sur 25 robots étudiés.

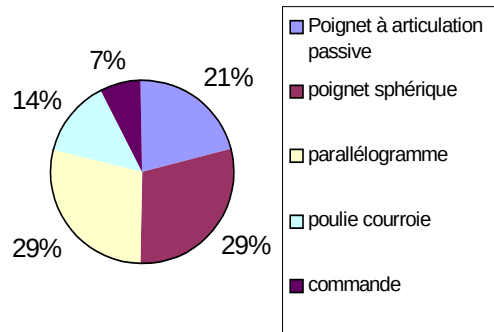


Figure 2.13. Répartition des différentes conceptions des poignets RCM sur 14 robots étudiés.

Plusieurs solutions technologiques peuvent être utilisées pour réaliser un centre de rotation déporté. Nous les avons recensées et comparées Figure 2.13. Les plus utilisées en proportions égales sont de type parallélogramme (illustré par le robot porte-sonde échographique HIFU), Figure 2.14 et de type sphérique du robot Otelo, Figure 2.15. On peut également rencontrer des guides circulaires, le robot Ter est ainsi conçu. Les structures sphériques sont plus compactes mais plus difficiles à réaliser. Elles ont aussi l'inconvénient de présenter des configurations singulières. Les deux autres solutions ont des architectures redondantes, ce qui permet d'augmenter la dextérité de l'organe terminal et d'éviter les collisions. En revanche, elles sont plus lourdes et moins compactes. Le poignet RCM à articulation passive (EndoAssist, Figure 2.16) est moins utilisé du fait de son manque de précision et de répétabilité. Michelin a proposé de réaliser un RCM à partir d'une loi de commande testée sur le robot D2M2, [Michelin, 04].

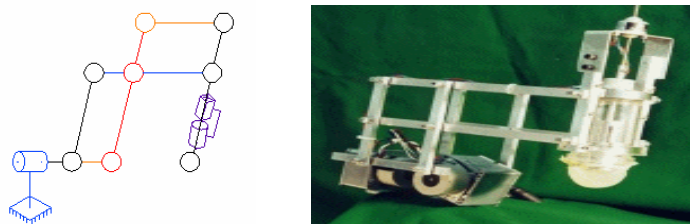


Figure 2.14. RCM parallélogramme. Robot HIFU.

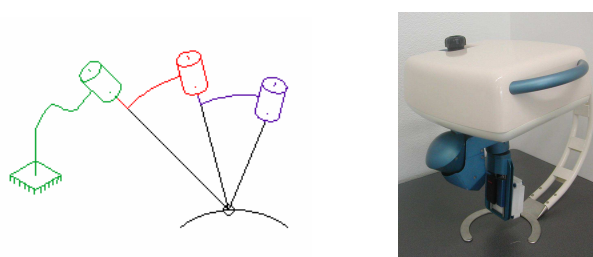


Figure 2.15. RCM poignet sphérique Robot Otelo.

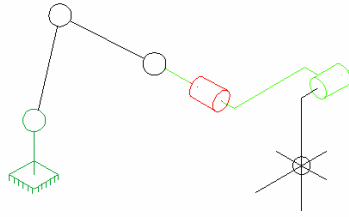


Figure 2.16. RCM PAP. Robot EndoAssist.

2.1.2.3 – Les degrés de liberté

Nous avons étudié le nombre de degrés de liberté de 29 robots médicaux, Figure 2.17. Nous remarquons que plus de la moitié de ces robots ont 6 ddl et un tiers en ont 3 ou 4. Ces derniers sont le plus souvent des robots de chirurgie mini-invasive qui ont besoin de seulement 4 ddl avant le passage du trocart. Pour augmenter la dextérité, on ajoute au robot un instrument avec mobilité intra-cavitaire. L'instrument Endowrist à 3 ddl est utilisé sur le robot Da Vinci, Figure 2.18.

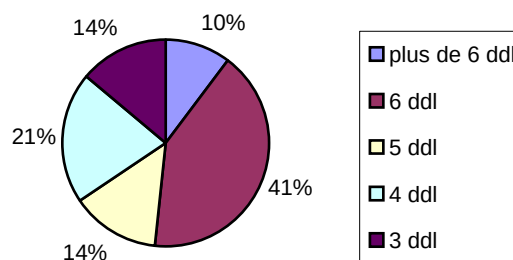


Figure 2.17. Répartition du nombre de degrés de liberté sur 29 robots étudiés.



Figure 2.18. Poignet Endowrist du robot Da Vinci.

2.1.2.4 – La configuration cinématique

Finalement, nous nous sommes intéressés à la configuration cinématique, Figure 2.19. Sur une population de 21 robots, nous notons 9 configurations différentes dans les mêmes proportions, autour de 10 %.

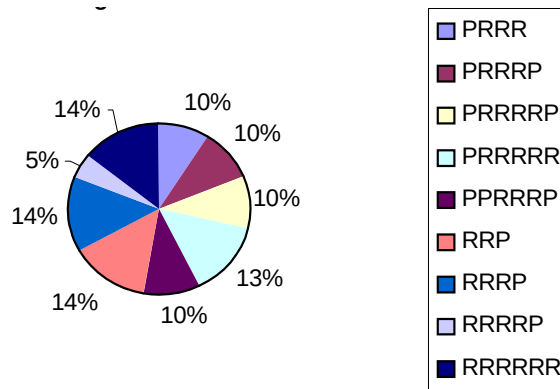


Figure 2.19. Répartition des configurations cinématiques des 21 robots séries étudiés.

On remarque que la partie qui sert au positionnement est pour près de la moitié des robots de type PRR et pour un tiers en RRR. En ce qui concerne les dernières articulations, la moitié des robots étudiés sont de type RRP, un quart RRR, et 20 % RP (ce qui correspond à une rotation propre et une translation de l'instrument).

Nous observons encore une fois la diversité des robots médicaux aussi bien en termes de domaine médical que de caractéristiques mécaniques. Il faut donc pour pouvoir les classifier de manière générique, en tenant compte des critères suivants : le domaine médical, la structure globale (série, parallèle, hybride), classique ou dédiée, la conception du poignet (RCM, ou non), la réalisation du RCM, le nombre de degrés de liberté, la configuration cinématique de la structure. Le choix de chacun des critères mécaniques, nous permettra, à partir des contraintes imposées par le geste médical, de proposer une conception optimale de robot.

2.1.3 - Conclusion

Nous avons établi une classification des robots médicaux. Le catalogue de robots indique les structures cinématiques les plus couramment utilisées selon le besoin médical. L'analyse statistique nous a permis de déterminer les variables de conception non évaluées suivantes : l'architecture du robot et la nature des articulations à partir d'un catalogue de robots médicaux. La capitalisation des connaissances est une phase importante pour la conception, afin de pouvoir répondre au mieux au besoin exprimé dans le cahier des charges.

2.2 - Etude de « cahiers des charges » en robotique médicale

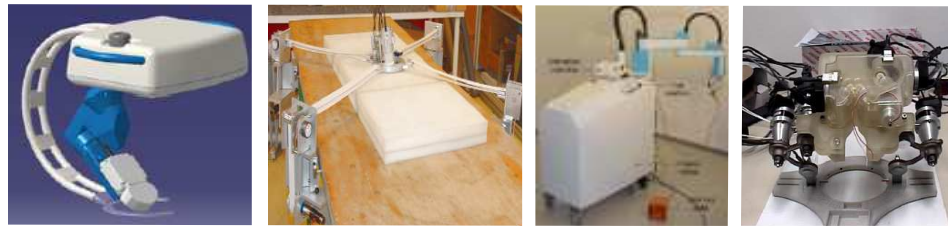
2.2.1 – Description des robots médicaux étudiés

Pour améliorer la conception, il faut :

- mieux définir le besoin à l'aide d'outils : analyse fonctionnelle du besoin, cahier des charges fonctionnel, ingénierie du besoin. Il faut représenter ce qui l'a motivé (par qui ?, pourquoi ?, quand ?, dans quel contexte ?, combien ?) et le capitaliser pour pouvoir le remettre en cause,
- mieux représenter les incertitudes : besoin, estimation des coûts, délais, performances et les faire évoluer,
- mieux représenter le lien entre ce besoin et les solutions techniques envisagées par des modèles fonctions-structures. Cela permet d'optimiser les moyens à mettre en œuvre, mieux maîtriser les risques, tester plusieurs concepts, mieux utiliser les conceptions antérieures

capitalisées sous la forme problème, réponse, contexte (cas de conception). C'est la conception basée sur des cas (case-based design) ou raisonnement basé sur les cas (case-based reasoning), technique d'Intelligence Artificielle. La capitalisation est utile pour d'autres techniques : réseaux de neurones, logique floue, neuro-flou, identification de règles... Cela permet aussi de mieux reconcevoir.

Dans ce but, nous avons étudié les cahiers des charges de robots dans différents domaines d'applications pour avoir une vision globale des contraintes de conception de ces mécanismes, [Nouaille, 07-a]. Nous avons plus particulièrement analysé les cahiers des charges des robots représentés Figure 2.20 :

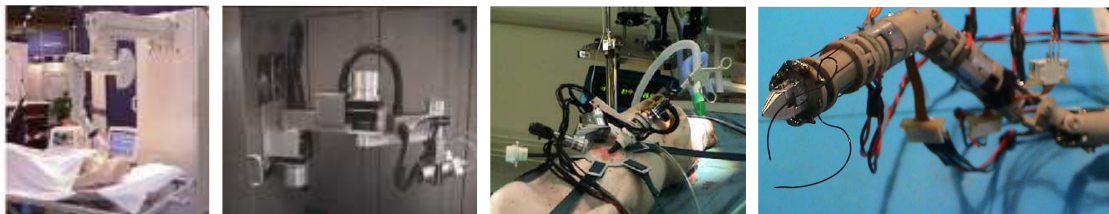


(a) Otelo

(b) Ter

(c) Dermalab

(d) CT-Bot



(e) Hippocrate

(f) PADyC

(g) MC2E

(h) Drimis

Figure 2.20. Les robots retenus pour l'étude du « Cahier des charges ».

- Les robots Otelo et Ter sont tous les deux des robots de télé-échographie de conceptions très différentes, [Al Bassit,05] , [Vilchis,03-b]. Ce sont des dispositifs maître-esclave permettant de réaliser une échographie sur un patient distant.

- Le robot Dermalab permet d'effectuer un prélèvement de peau sur un patient à l'aide d'un « dermatome » pour la chirurgie réparatrice des grands brûlés, [Duchemin,02].

- Ct-Bot guide l'insertion d'aiguille dans le corps du patient pour réaliser une biopsie ou un traitement médicamenteux sous imagerie scanner, [Maurin, 05].

- Le robot Hippocrate réalise une échographie dans le but de disposer d'une représentation 3D des artères carotidiennes, [Pierrot, 99].

- PADyC est un robot passif utilisé en chirurgie cardiaque ou orthopédique, il restreint les mouvements du chirurgien pour éviter les zones à risque, [Chavanon, 03].

- Le robot MC2E permet de manipuler un endoscope au travers d'un trocart en chirurgie mini-invasive, [Zemiti, 04].

- Drimis est un outil de chirurgie mini-invasive, il apporte des mobilités intracavitaires supplémentaires, [Sallé, 04].

Pour chaque robot un tableau est réalisé afin de préciser :

- les caractéristiques nécessaires pour le suivi du geste médical,
- les conditions à respecter pour assurer la sûreté de fonctionnement,
- les spécificités de mise en œuvre,
- les contraintes mécaniques.

La Figure 2.21 présente le cahier des charges établi pour réaliser le prototype CT-Bot de 2004.

Suivi du geste médical		Sûreté de fonctionnement
positionner et orienter axe d'insertion d'aiguille système de positionnement 5 ddl (3R2T) guide d'insertion suivant axe instrument compensation des mouvements physiologiques précision proche du mm : structure rigide		stérilisation et ouverture de la structure ARU ou coupure alimentation pas d'effondrement du robot exposition minimale radiologue rayons X système rapidement extrait ou débrayable compatibilité imageur rayons X contraintes liées au scanner : bande de 10 à 30 mm éviter pièces métalliques
Mise en œuvre	Vitesses	Forces
encombrement cube de (200 mm) ³ masse faible (1,9 kg) facilité d'utilisation		effort statique du maintien F= 4N pour insertion foie F max = 20 N

Figure 2.21. *Cahier des charges du robot CT-Bot.*

Bien que les applications médicales étudiées soient spécifiques, on peut cependant remarquer que les cahiers des charges ont de nombreux points communs.

2.2.2 – Caractéristiques communes des robots médicaux

2.2.2.1 - Suivi du geste médical

Les robots doivent permettre d'assurer un bon suivi du geste médical, ils possèdent donc 6 ddl pour la plupart d'entre eux. Les robots développés pour la chirurgie mini-invasive n'ont besoin que de 4 ddl pour la partie située avant le passage du trocart. Selon l'application médicale considérée, ils doivent, soit suivre une trajectoire modélisée (orthopédie), soit suivre une trajectoire continue sans rencontrer d'obstacles (télé-échographie), soit avoir un mouvement autour d'un point fixe (chirurgie mini-invasive).

Le robot médical doit avoir de bonnes capacités de parcourabilité et de manipulabilité dans son espace de travail obligatoire, pour le suivi du geste médical.

2.2.2.2 - Sécurité

Le respect de cette première contrainte est toujours associé à des conditions de sécurité impératives qui peuvent être classées en deux catégories :

- La première est le respect de l'environnement du robot : celui-ci ne doit pas entrer en collision avec des personnes (soignants ou patient) ou avec du matériel médical. Il doit être rapidement installé et facilement déplaçable.
- La seconde est le respect des conditions d'aseptie du matériel en contact avec le patient ou situé dans un bloc opératoire. Pour cela, le matériel est soit stérilisé en autoclave, soit enveloppé par un plastique stérile, soit conçu avec des éléments à usage unique.

2.2.2.3 - Contraintes d'effort

Concernant les contraintes mécaniques nécessaires à la réalisation de la tâche médicale, nous remarquons qu'il faut, pour la plupart des applications étudiées, pouvoir exercer des efforts de l'ordre de 20 N. L'action de prélèvement de peau et l'orthopédie nécessitent un effort parfois plus important (100 N). A l'opposé, l'outil de chirurgie mini-invasive exercera un effort maximum de 1 N.

2.2.3 – Caractéristiques spécifiques des robots médicaux

2.2.3.1 - Encombrement, masse

Certaines applications médicales comme la télé-échographie ou l'insertion d'aiguille imposent que le robot utilisé soit compact et léger pour être facilement transportable ou portable par une personne. D'autres imposent que le robot soit massif pour augmenter sa stabilité (PADyC).

2.2.3.2 - Contraintes cinématiques

Les valeurs des grandeurs cinématiques sont quant à elles fortement liées à l'application : dans le domaine de la télé-échographie, la sonde a une vitesse maximale de 30 mm/s et une vitesse angulaire de 0,5 rad/s ; pour le prélèvement de peau, le dermatome doit se déplacer entre 2 mm/s et 10 mm/s ; pour la réalisation d'échographie d'artères carotides la vitesse est de 100 mm/s.

2.2.4 - Conclusion

Pour le suivi du geste médical, le robot doit posséder de bonnes capacités de parcourabilité et de manipulabilité dans son espace de travail. Il doit également respecter des contraintes d'encombrement sous des conditions de sécurité environnementales du robot et d'aseptie. Les actionneurs choisis doivent être de puissance limitée pour assurer la sécurité des patients. Cette analyse nous permet de mettre en évidence les contraintes de conception communes à toutes les applications médicales (suivi du geste médical, sécurité, effort) ainsi que les contraintes supplémentaires qui dépendent de la tâche désirée (masse, encombrement, cinématique).

Les contraintes de conception sont, dans la plupart des applications, l'accessibilité à l'espace de travail sans singularité et la limite imposée par les butées articulaires pour assurer la sécurité. Dans la phase d'optimisation dimensionnelle, ceci se traduira par la limitation des espaces des variables de conception ou par l'interdiction de certaines valeurs dans les objectifs. Les critères de conception permettent de qualifier les performances attendues du robot. On retiendra la manipulabilité, la parcourabilité sur une trajectoire, la répétabilité, la masse, la compacité ou l'encombrement, la précision : la distance aux organes (sécurité) ou la distance par rapport à la trajectoire pré-opératoire.

2.3 - De l'expression du besoin à la solution proposée

Dans cette partie, nous établissons des liens entre l'expression du besoin exprimé dans le cahier des charges pour réaliser la tâche médicale et la morphologie du robot choisie. Cette analyse est menée à partir des conceptions des robots existants dans notre catalogue. C'est un raisonnement par énumération et adaptation des cas les plus proches, appelé étude de raisonnement par cas, [Yannou, 98].

Nous avons pu constater que les robots conçus jusqu'alors sont dans la majorité des cas issus de solutions existant dans le laboratoire ou dans l'entreprise conceptrice et modifiés en fonction du besoin. Ter, LPR et Ler du laboratoire TIMC utilisent tous trois des guides circulaires pour réaliser le RCM ; les robots Aesop et Zeus de Computer Motion ont le même porteur Scara ; la conception d'Hippocrate a aidé à celle de Dermarob au LIRMM dans le

choix des composants mécatroniques; Teresa, Otelo 1 et 2 au LVR ont tous un poignet sphérique pour réaliser le RCM. Partant de cette observation, nous pouvons préconiser à priori des solutions fiables qui ont déjà largement été utilisées dans diverses applications.

2.3.1 – Choix de la structure porteuse

Les solutions de structure série classique anthropomorphe ou Scara peuvent être retenues si la contrainte d'encombrement limité ou celle de la masse faible (moins de 5kg) n'apparaît pas dans le cahier des charges. Sinon, on choisira la solution de ne pas utiliser de porteur en « attachant » le robot au patient ou en faisant maintenir le robot par une personne. Si les capacités d'efforts ne sont pas importantes (quelques N), et si on a besoin d'une bonne précision du robot (< 1 mm), on choisira une structure parallèle. Le robot anthropomorphe sera préféré au robot de type Scara lorsque l'application médicale nécessite une grande mobilité et des efforts importants (100 N environ). Les manipulateurs Scara commercialisés sont en général de taille moyenne (capacité de charge 1 kg, envergure 80 cm).

2.3.2 – Choix de la structure du poignet

Le choix du poignet sera fait en fonction de la contrainte de mouvement autour d'un point fixe. Si cette contrainte existe, il faut choisir un poignet à centre de rotation déporté (RCM). Si on n'a pas besoin d'une très grande précision on choisira un poignet à articulations passives, sinon un poignet RCM de type parallélogramme ou poignet sphérique ou guide circulaire. La solution parallélogramme est la plus simple à mettre en œuvre, elle sera choisie s'il n'y a pas de contrainte d'encombrement restreint. La solution du guide circulaire a l'inconvénient d'avoir un rendement moindre par rapport à la solution sphérique, mais est plus simple à réaliser et n'apporte pas de singularité dans l'espace de travail. Si la contrainte n'existe pas, on pourra choisir un poignet à axes non concourants.

2.3.3 - Propositions

Nous avons traduit ces réflexions par une suite de propositions de type (si $A \Rightarrow \lambda$) où A est l'expression d'une combinaison booléenne de contraintes du cahier des charges et λ est une caractéristique de la morphologie choisie. Voici un exemple de proposition :

si $((E < (500 \text{ mm})^3 \cdot m < 5 \text{ kg}) \cdot (p > 1 \text{ mm}) \Rightarrow \text{Pas de porteur})$.

Toutes ces valeurs de bornes que nous retenons, à ce stade de notre analyse, ont été choisies à partir des contraintes de cahier des charges de façon à ce qu'elles séparent aux mieux nos classes de robots.

Ces propositions ont été regroupées dans les organigrammes de choix de morphologie de la structure porteuse, Figure 2.22 et de la structure du poignet, Figure 2.23, [Nouaille, 07-b].

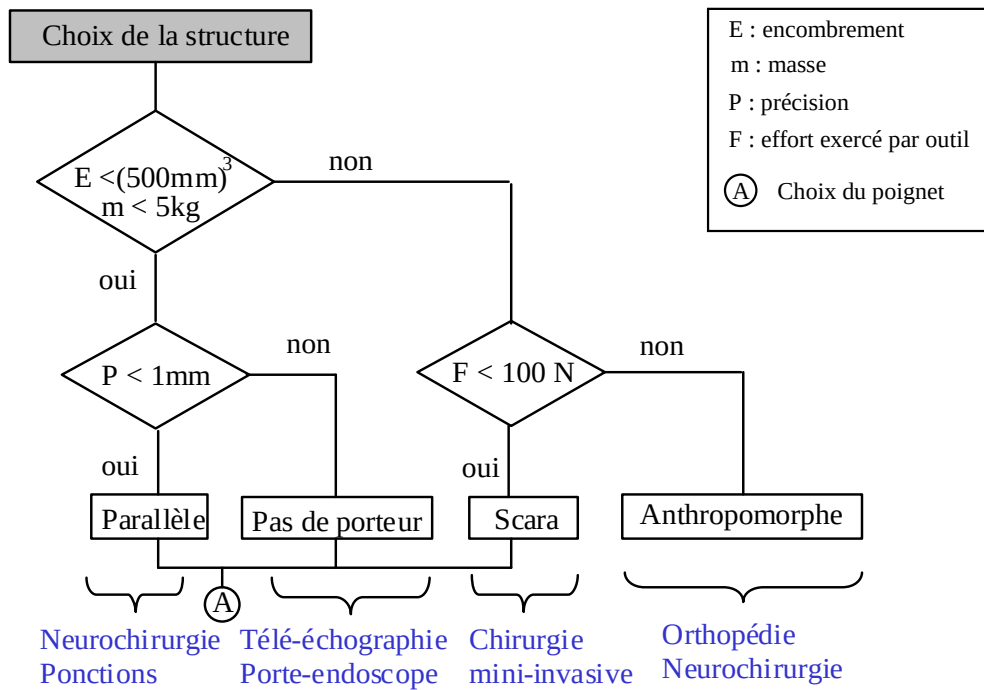


Figure 2.22. Organigramme de choix de morphologie du porteur.

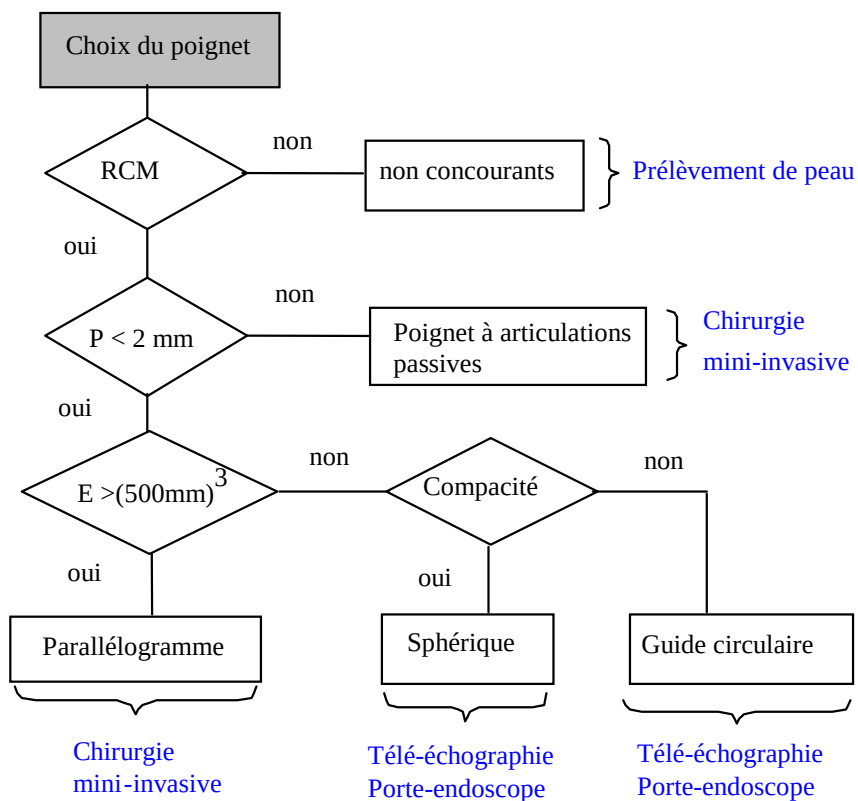


Figure 2.23. Organigramme de choix de morphologie du poignet.

2.3.4 - Validation

Les deux algorithmes proposés ont été testés à l'aide des informations recueillies dans le catalogue de robots médicaux. Nous avons ainsi complété le tableau Figure 2.24.

Robots	E > (500 mm) ³	m > 5kg	ddl porteur	Poignet	p < 1 mm	Cinématique	Validation
Neurochirurgie							
Neuromate	oui	oui	3			anthropomorphe	×
Path Finder	oui	oui			2,7 mm	anthropomorphe	×
Roboscope	non	oui				parallèle hexapode	×
Midstep à distance	oui	oui	4			Scara	×
Neurobot	oui	oui		RCM		fixé RCM parallélogramme	×
MARS	non	non		p	oui	parallèle	×
Surgiscope	oui	oui				parallèle (plafond) delta	
MINERVA (EPFL)					non	série 5 ddl PPRP	
Orthopédie							
Caspar	oui	oui	3			anthropomorphe	×
Acrobot	oui	oui	3			anthropomorphe	×
Brigit	oui	oui	3			anthropomorphe	×
Robodoc	oui	oui	4			Scara actif	×
Crigos	non	non			2 mm	parallèle Stewart	×
MARS	non	non			oui	parallèle	×
Echographie							
Hippocrate	oui	oui	3			anthropomorphe	×
Otelo	non	non		RCM	non	RCM actif	×
Teresa	non	non		RCM	non	RCM actif	×
TER 1 et 2	non	non		RCM	non	hybride	×
Hifu	non	non			oui	parallélogramme	×
Echographie artérielle	oui	oui		RCM		Scara parallélogramme	×
RUDS	oui	oui		RCM		cartésien RCM circulaire	
Echographie abdomen				RCM		hybride	
Chirurgie mini-invasive							
Aesop	oui	oui	4	RCM		RCM passif	×
Endoassist		oui		RCM		RCM passif	×
LER	non	non		RCM	non	RCM poignet sphérique	×
MC2E	non	non		RCM	non	RCM poignet sphérique	×
Endo - plateforme	non	non		p	oui	parallèle Stewart	×
Zeus	oui	oui	4	RCM		RCM passif	×
Da vinci	oui	oui	3	RCM		RCM parallélogramme	×
ARTEMIS	oui	oui		RCM		RCM poulie courroie	×
Coprin	non	non		RCM	oui	parallèle	×
Endoxirob	oui			RCM		RCM actif	×
Endobot	oui	oui		RCM		RCM	
AcuBoT						cartésien+bras passif	
Ponctions							
LPR	non	non		RCM	non		×
CT-Bot	non	non				parallèle	×
PAKY	oui	oui		RCM		RCM poulie courroie	×
RoboPoint	oui	oui			non	série passif	×
MR / CT Compatible	oui	oui				série 5 ddl	×
Prélèvement de peau							
Dermarob	oui	oui	4			Scara	×

Figure 2.24. Tableau de validation des organigrammes.

Nous validons les algorithmes pour 85% des robots de notre catalogue. Sur 40 robots testés, seulement 6 n'ont pas de structures correspondantes aux topologies proposées par les organigrammes (représentés en vert Figure 2.24). Ce sont des structures qui sont peu représentatives des dispositifs figurant dans notre classification comme le porteur cartésien des robots RUDS ou AcuBot. Cette structure est encombrante et offre un espace de travail restreint, c'est la raison pour laquelle elle est peu choisie en robotique médicale. Pour les autres cas, soit ce sont vraiment des structures originales, le robot d'échographie de

l'abdomen de Masuda en est un exemple ou soit nous n'avons pas suffisamment de renseignements pour valider avec certitude notre proposition. Nous ne connaissons pas la valeur de la précision du robot Surgiscope mais nous pouvons supposer qu'elle est bonne ($<1\text{mm}$) car ce robot positionne un microscope pour la neurochirurgie.

La limite de nos organigrammes réside dans les valeurs numériques des bornes qui ont été fixées à partir des connaissances des robots du catalogue et des cahiers des charges des huit robots étudiés. Nous pouvons remarquer sur la Figure 2.25 que la limite de l'encombrement du robot en fonction de la force pouvant être exercée de $0,125\text{ m}^3$ est correctement choisie mais qu'une valeur plus ou moins importante aurait également pu l'être.

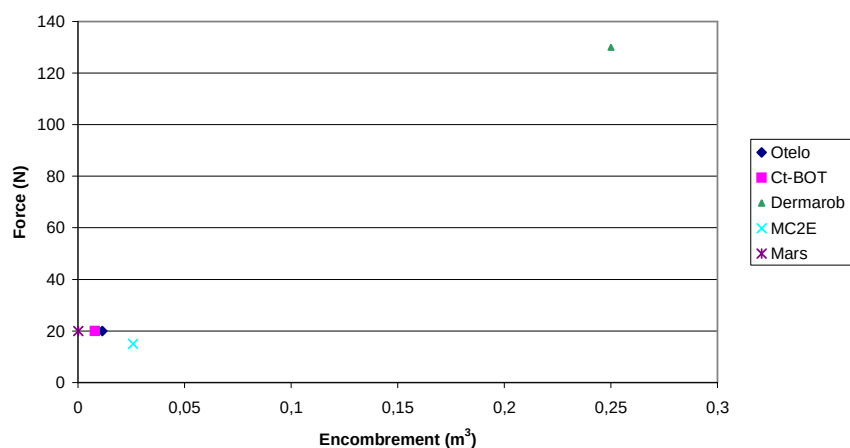


Figure 2.25. Comparaison des robots selon la force exercée et leur encombrement.

Nous pouvons faire une remarque analogue pour la limite de la masse que l'on a choisie à 5 kg mais qui aurait pu être plus ou moins importante, Figure 2.26. Dans ce cas, la valeur peut être déterminée de façon plus précise car souvent lorsqu'un critère de masse figure dans le cahier des charges c'est que le robot doit être léger pour pouvoir être supporté par le patient.

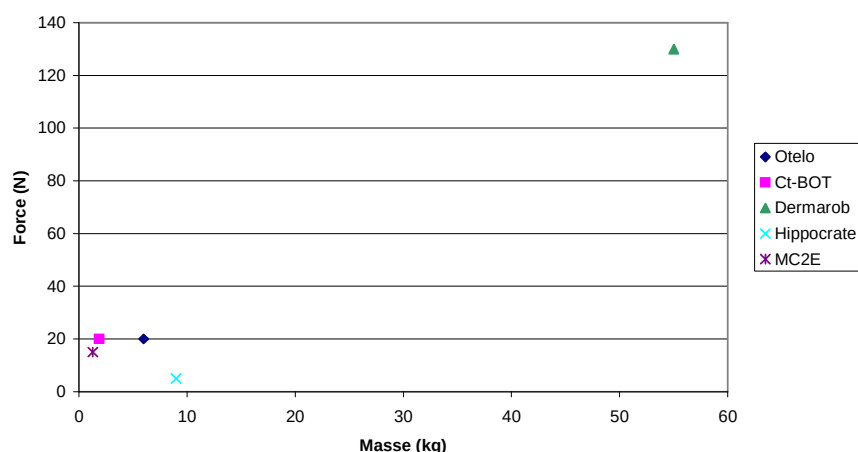


Figure 2.26. Comparaison des robots selon la masse du robot et la force exercée.

Le caractère vague des connaissances du concepteur sur les limites des bornes nous a conduit à envisager d'utiliser une approche « floue » pour traiter ce problème. La logique floue est fondée sur la notion d'ensemble flou, liée à la notion de fonction d'appartenance [Zadeh, 65]. D'après la formulation de Mamdani [Tong-Tong, 95], la fonction d'appartenance floue des prédicats P et Q et P ou Q à partir des fonctions du prédicat P et du prédicat Q, Figure 2.27, est telle que :

$$\mu_{\text{PetQ}}(x, y) = \min(\mu_p(x), \mu_Q(y))$$

$$\mu_{\text{PouQ}}(x, y) = \max(\mu_p(x), \mu_Q(y))$$

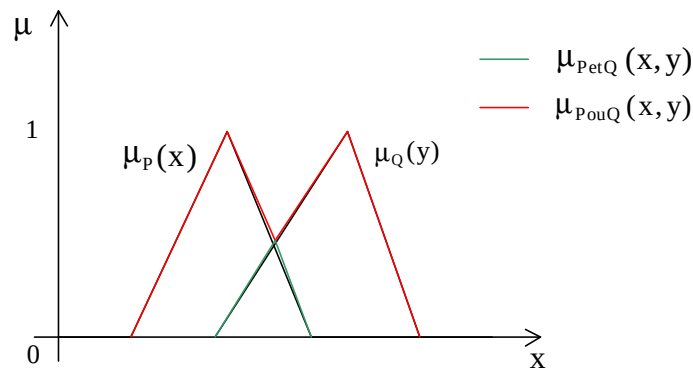


Figure 2.27. Fonction d'appartenance, formulation de Mamdani.

Par cette méthode, on peut définir les critères d'encombrement, de masse, de précision et d'effort, l'exemple du critère de masse est présenté Figure 2.28 :

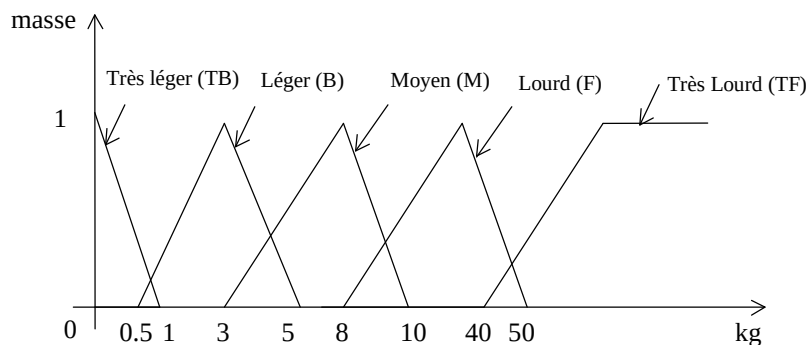


Figure 2.28. Fonction d'appartenance « masse ».

On pourrait alors évaluer chaque robot en fonction de la valeur des critères TB, B, M, F, TF et traduire l'organigramme de choix de structure de la façon suivante :

Si (Encombrement (B ou TB) ou Masse (B ou TB)) et précision TB) alors le choix de morphologie est la structure parallèle ; le robot de ponctions CT-Bot valide cette proposition. Il doit être de faible encombrement pour loger dans un scanner, de faible masse car il est attaché au patient et doit posséder une très bonne précision car il permet de positionner une aiguille pour réaliser une biopsie.

Cette méthode permet également de faire une comparaison floue entre plusieurs solutions candidates. Ces solutions sont évaluées selon chaque critère puis comparées critère par critère à l'aide de règles et de degrés de comparaison. Fauroux a utilisé cette méthode pour comparer deux mécanismes de transmission par engrenages, [Fauroux, 99].

Ces algorithmes d'aide au choix de morphologies utilisées en robotique médicale constituent un premier outil qui peut être amélioré en étant couplé à un logiciel CAO afin de donner au concepteur directement un modèle numérique de la solution proposée.

2..4 – Outil d’aide à la conception assistée par ordinateur

2.4.1 – Des paramètres de conception à la solution en CAO

Cette phase est une étape de la conception intégrée et simultanée en ingénierie mécanique. Elle consiste à créer des systèmes à base de connaissances couplées à des systèmes CAO. Ces systèmes sont performants pour effectuer de la préconception basée sur une capitalisation des connaissances de conception [Trousse, 93].

Cet outil d’aide à la conception a été développé avec le logiciel Catia. Il permet à partir des paramètres de conception figurant dans les organigrammes proposés précédemment à partir du catalogue de robots, d’avoir la solution technologique du robot. Par exemple, si on donne les paramètres de conception suivants :

- encombrement 600 mm^3 , $m = 10 \text{ kg}$, précision 0.5 mm et

si l’on souhaite un robot à 3 ddl alors le logiciel dessine le robot delta structure cinématique du robot Surgiscope, Figure 2.29.

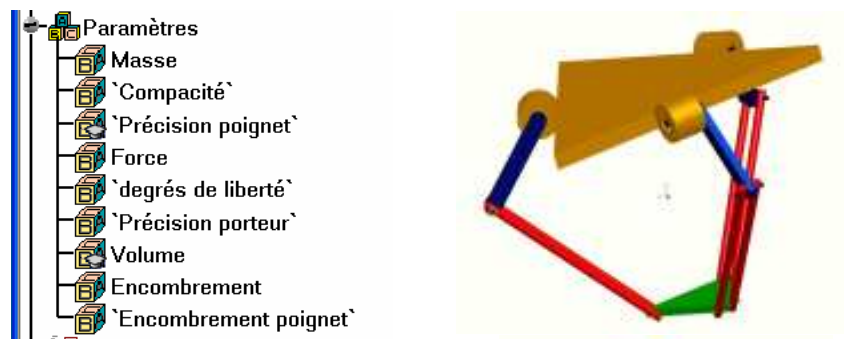


Figure 2.29. Paramètres de conception. Solution : Robot de structure parallèle.

2.4.2 – Des paramètres de Denavit Hartenberg au robot modélisé en CAO

Un autre outil CAO a été créé sous Catia pour aider le concepteur. Il permet à partir d’un tableau de paramètres de Denavit Hartenberg, créé sous le tableur Excel, Figure 2.30, d’avoir automatiquement sous le logiciel de CAO Catia le modèle numérique de robot simplifié correspondant, Figure 2.31. Ce robot est paramétré géométriquement par les longueurs de bras et les rayons et les hauteurs des axes. Ses dimensions peuvent donc être modifiées. Le concepteur peut alors voir l’allure de son robot et l’animer cinématiquement.

	σ_i	d_i	r_i	α_i	θ_i
1	0	0	0	0	θ_1
2	0	0	0	90	θ_2
3	0	100	0	0	θ_3
4	0	0	100	-90	θ_4
5	0	0	0	90	θ_5
6	0	0	0	0	θ_6

Figure 2.30. Tableau de paramètres de Denavit Hartenberg du robot à 6 ddl.

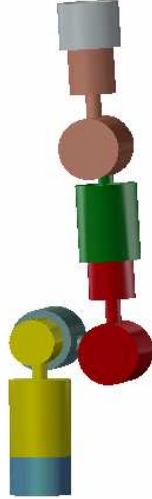


Figure 2.31. *Modèle numérique de la structure anthropomorphe donnée par le tableau ci-dessus.*

On peut ainsi construire des robots avec des mobilités différentes à 6 ddl, 4 ddl ou 3 ddl et changer le type de liaison rotoïde (0) ou prismatique (1) dans le tableau de paramètres de Denavit Hartenberg. Voici l'exemple du poignet sphérique série à 3ddl, le tableau de Denavit Hartenberg est présenté Figure 2.32, le modèle numérique qui lui est associé, Figure 2.33.

	σ_i	d_i	r_i	α_i	θ_i
1	0	0	0	45°	θ_1
2	0	0	0	40°	θ_2
3	0	0	0	40°	θ_3

Figure 2.32. *Tableau de paramètres de Denavit Hartenberg du poignet sphérique.*

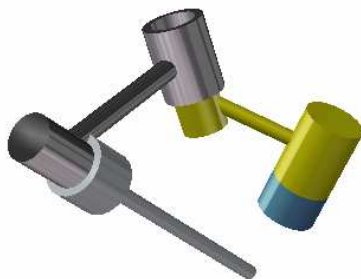


Figure 2.33. *Modèle numérique de la structure poignet sphérique.*

Lorsque l'on a choisi et représenté la morphologie du robot, on peut alors travailler sur la synthèse dimensionnelle en optimisant des critères du cahier des charges (masse, encombrement, manipulabilité, espace de travail accessible).

Conclusion

Les recherches portant sur la conception optimale de structures robotiques pour le médical sont récentes et le besoin d'un outil d'assistance au concepteur est certain, notamment en matière de synthèse topologique de mécanismes. Dans ce chapitre, nous avons réalisé un catalogue de robots médicaux qui constitue une étape préliminaire à la méthodologie de conception. Puis, nous avons analysé les cahiers des charges de 8 robots médicaux différents. Nous avons mis en évidence les contraintes de conception communes à tous les robots, et celles spécifiques en fonction de l'application médicale, ainsi que les critères de conception qui traduisent les performances attendues du robot. Nous avons ensuite établi les liens entre l'expression des besoins exprimés dans les cahiers des charges et le choix des solutions figurant dans le catalogue. Nous avons testé nos organigrammes sur les robots répertoriés. Les solutions correspondent aux résultats donnés par les organigrammes dans 85% des cas. Les 15 % restants correspondent à des structures spécifiques peu utilisées en robotique médicale. La logique floue peut être adaptée à la résolution de ce type de problème du fait du caractère incertain des limites des bornes des organigrammes. Elle pourrait permettre de retenir plusieurs solutions candidates des topologies en bonne correspondance avec les cahiers des charges.

La question de la conception de robots médicaux a déjà été abordée mais notre étude va jusqu'à proposer un outil au concepteur, ce qui n'avait pas encore été réalisé, [Nouaille, 08], [Smith-Guérin, 08]. Cet outil est intégré dans un logiciel CAO ce qui permet d'avoir le modèle numérique de la solution proposée par l'organigramme. La synthèse topologique permet alors de choisir une morphologie de robot. Pour répondre à l'ensemble des contraintes du cahier des charges, il faut poursuivre l'étude de conception par une synthèse dimensionnelle pour déterminer toutes les variables de conception du robot ou éventuellement permettre le choix entre deux structures candidates.

Chapitre 3

Validation du concept de poignet sphérique incliné pour un robot de télé-échographie

Résumé

Ce chapitre porte sur la validation d'une morphologie pour un robot de télé-échographie ayant une structure cinématique de type poignet sphérique série. Dans un premier temps, nous rappelons les cahiers des charges du robot de télé-échographie. Ensuite, nous effectuons une analyse de la valeur pour hiérarchiser les contraintes de conception. Nous décrivons ensuite les différents prototypes de robots de télé-échographie développés au sein du laboratoire. Puis, nous présentons et comparons les différentes conceptions de poignets sphériques existantes. Nous détaillons, les indices de performances utilisés en robotique afin de déterminer les critères pertinents pour la conception d'un robot de télé-échographie. Nous proposons alors une nouvelle structure cinématique pour un robot de télé-échographie : un

poignet sphérique série à position centrale inclinée. Enfin, nous montrons la validité de la structure en question à l'aide de performances cinématiques qui sont détaillées au préalable.

Introduction	p 52
3.1 – Les projets de robots de télé-échographie	p 52
3.1.1 - Cahier des charges du robot de télé-échographie	p 52
3.1.2 - Analyse de la valeur	p 53
3.1.3 - Evolution cinématique des robots de télé-échographie	p 55
3.1.4 - Spécifications des mouvements de la sonde	p 57
3.5 – Conceptions et comparaison des poignets sphériques	p 58
3.2.1 - Le poignet sphérique série	p 58
3.2.2 - Le poignet sphérique parallèle	p 61
3.2.3 - Le poignet sphérique hybride	p 64
3.2.4 - Evaluation de la complexité des structures cinématiques	p 65
3.6 – Indices de performances en robotique	p 68
3.3.1 - Manipulabilité	p 68
3.3.2 - Indices locaux	p 69
3.3.3 - Indices globaux	p 72
3.3.4 - Homogénéité des indices	p 76
3.7 – Nouvelle structure cinématique de robot de télé-échographie	p 80
3.4.1 - Définition du poignet sphérique incliné	p 80
3.4.2 - Modèle géométrique direct	p 81
3.4.3 - Détermination des angles d'Euler	p 82
3.4.4 - Modèle géométrique inverse	p 83
3.4.5 - Modèle cinématique	p 84
3.4.6 - Réduction de la jacobienne J à la matrice rotation	p 85
3.4.7 - Singularités sur les rotations	p 86
3.5 – Validation de la structure	p 87
3.5.1 - Contraintes de conception	p 87
3.5.2 - Manipulabilité	p 88
3.5.3 - Nombre de conditionnement	p 89
Conclusion	p 91
Introduction	

Nous nous intéressons dans ce chapitre à la deuxième étape de la synthèse de mécanismes, à savoir la synthèse dimensionnelle. « Une démarche de synthèse conjointe morphologique et dimensionnelle reste pour l'instant du domaine de l'utopie », énonçait [Yannou, 98]. Dix années plus tard, cette phrase reste d'actualité : les méthodes d'optimisation sont réservées à l'optimisation dimensionnelle pour une structure donnée. Nous étudions ici la structure de poignet sphérique. Après avoir décrit le cahier des charges d'un robot de télé-échographie, et effectué une étude d'analyse de la valeur, nous présentons les différents robots conçus au laboratoire qui ont été améliorés à chaque fois après un retour d'expériences des médecins utilisateurs. A travers ces projets, nous avons en particulier analysé et géré par la commande la singularité des poignets sphériques qui se trouve lorsque la sonde est perpendiculaire à la peau, position fréquemment utilisée par le médecin pendant l'examen. Nous comparons les

différentes conceptions de poignet sphérique afin de choisir la moins complexe au sens de l'intégration mécatronique. Dans le but de choisir les critères de performance du robot, appropriés au problème de la télé-échographie, nous détaillons les indices de performance utilisés en robotique. Puis, nous proposons une structure de poignet sphérique série à 4 ddl présentant la particularité que sa position centrale est inclinée par rapport à la direction normale à la peau du patient. Nous décrivons la structure cinématique du robot en question, les modèles géométriques direct et inverse, le modèle cinématique. Après avoir établi les liens entre les paramètres géométriques de ce robot et les performances cinématiques détaillées préalablement, nous montrons la validité de la structure proposée.

3.1 – Les projets de robots de télé-échographie

3.1.1 – Cahier des charges du robot de télé-échographie

Pour mettre en évidence les contraintes robotiques nécessaires à la conception d'un robot de télé-échographie, nous décrivons le cahier des charges, Figure 3.1.

Suivi du geste médical		Sureté de fonctionnement
suivre une trajectoire continue sans rencontrer d'obstacle		dimensions : zone de sécurité inaccessible
déplacement sphérique autour point de contact sonde peau		moteurs à faible puissance
inclinaison 35° Maxi : 60°		robot éloigné rapidement du patient
déplacement tangent à la peau cercle $R = 25\text{mm}$		nombre de ddl restreints au minimum
translation suivant Z : -30mm : 10mm		structure simple à commander
Rotation autour de Z supérieure à 90°		
Mise en œuvre	Vitesses Max	Force Max
mobile	$v = 30\text{ mm/s}$	$F_z = 20\text{ N}$
léger	$\omega = 0,5\text{ rad/s}$	
compact		
mise en œuvre rapide		
interchangeabilité de la sonde		

Figure 3.1. Cahier des charges du robot de télé-échographie.

On trouve les contraintes robotiques suivantes : un suivi de trajectoire dans un espace de travail conique de demi-angle au sommet 35° , sous des conditions de sécurité importante pour que le robot n'entre pas en collision avec le patient. De plus, le robot doit être compact et donc léger pour pouvoir être supporté par le patient et facilement transportable. Ces contraintes sont contradictoires car pour avoir de bonnes performances cinématiques il faut augmenter les dimensions, ce qui nuit à la compacité et également à la légèreté du robot. Il faut donc hiérarchiser les contraintes pour pouvoir répondre au mieux au cahier des charges du robot.

3.1.2 – Analyse de la valeur

L'évaluation multi-critères de solutions met en jeu un modèle de préférences permettant d'agréger les critères de décision ou de conception qui correspondent aux performances. La pondération d'objectifs est une étape importante du processus de conception [Cross, 89]. Les

fondements théoriques de l'aide à la décision multi-critères (ADMC) sont exposés dans [Roy, 85]. Prométhée II est un logiciel utilisé en génie industriel, issu de ces théories. Il existe d'autres approches d'agrégation de préférence : celles proposées par [Pahl, 96], [Kim, 00], [Yoshimura, 00], la méthodologie industrielle Quality Function Deployment (QFD) de déploiement d'un projet à partir d'un besoin client (déploiement successif de matrices) [Vigier, 92] et la méthodologie d'analyse de la valeur. Cette dernière est une méthode d'évaluation basée sur des matrices de pondération [AFNOR, 85], [AFAV, 94]. Une étude d'analyse de la valeur a été réalisée sur le robot de télé-échographie. Le graphe de la pieuvre, Figure 3.2 a été élaboré pour mettre en évidence les milieux extérieurs agissant sur le poste esclave de la chaîne de télé-échographie et générant les fonctions de base.

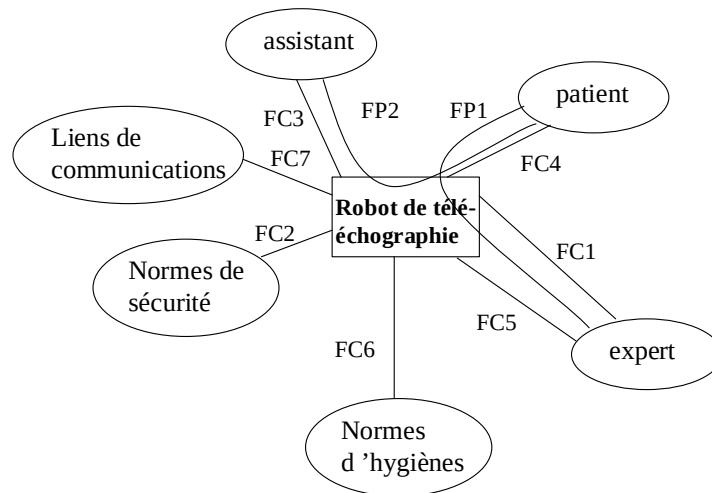


Figure 3.2. Graphe de la pieuvre du poste esclave de la chaîne de télé-échographie.

Les Fonctions de Base (FB) se divisent en Fonctions Principales (FP) et Fonctions Contraintes (FC).

Les fonctions principales représentent le but de l'action du produit et sont l'expression même du besoin. Chaque fonction principale est représentée par une liaison entre le produit et deux milieux extérieurs.

Les fonctions contraintes représentent les actions et/ou les réactions du produit par rapport aux deux milieux extérieurs du fait de sa présence dans un système et dans un milieu environnant. Chaque fonction contrainte est représentée par une relation entre le produit et le milieu extérieur.

Pour le poste esclave du robot de télé-échographie RTE , les fonctions principales sont :

FP1 : réaliser une échographie à distance

FP2 : positionner la sonde / patient

Les fonctions contraintes sont:

FC1 : suivre la trajectoire de l'expert

FC2 : respecter les normes de sécurité

FC3 : être compact et ergonomique

FC4 : limiter la masse pour RTE portable

FC5 : avoir un retour haptique

FC6 : respecter les normes d'hygiènes

FC7 : avoir un temps de réponse compatible avec le concept de diagnostic à distance

Après avoir validé les fonctions de base, il faut les caractériser. Cette étape permet de dimensionner les fonctions et ce sera sur ces critères que le produit sera jugé pour savoir s'il répond de manière satisfaisante au besoin défini. Pour chaque fonction, il faut recenser les critères de valeur induit pour chaque milieu extérieur et quantifier les critères de valeur.

FC1 : suivre le geste de l'expert. Pour cela la sonde doit :

- suivre une trajectoire continue sans singularité sur l'espace de travail obligatoire,
- avoir un débattement angulaire suffisant pour réaliser le geste, $\theta_n = 35^\circ$
- posséder une vitesse de rotation maximale $\omega = 0,5 \text{ rad/s}$
- pouvoir exercer un effort maximal $F = 20\text{N}$

FC2 : respecter les normes de sécurité. Le robot de télé-échographie :

- ne doit pas entrer en collisions : il faut mettre en place des butées mécaniques
- doit pouvoir être enlevé rapidement : le choix d'utiliser les services d'un assistant pour tenir le robot est une solution avantageuse
- le robot doit exercer des efforts limités : les actionneurs seront choisis pour respecter cette contrainte

FC3 : limiter l'encombrement. Le robot de télé-échographie doit pouvoir être manipulé facilement par l'assistant, il doit aussi être ergonomique.

FC4 : limiter la masse. Le robot de télé-échographie doit pouvoir être tenu par l'assistant. Pour cette raison, la masse du poste esclave ne doit pas excéder 5 kg.

FC5 : avoir un retour haptique. Le poste esclave doit posséder un capteur d'effort au niveau de la sonde.

FC6 : respecter les normes d'hygiène. Il faut prévoir l'asepsie de la sonde qui peut être, du fait de son utilisation non invasive, un simple nettoyage de la sonde avec une solution désinfectante.

FC7 : avoir un temps de réponse faible du système esclave. Les images échographiques doivent être compressées.

Cette analyse permet de mettre en évidence que la contrainte principale est une contrainte cinématique : le suivi du geste médical tout en respectant des règles de sécurité. Les contraintes suivantes sont géométriques, elles concernent l'encombrement, l'ergonomie et la masse du robot. La contrainte de retour haptique impose la mise en place d'un capteur d'effort sur le poste esclave. Les dernières contraintes sont moins influentes sur la conception mécanique du robot. Nous nous intéresserons donc plus précisément aux contraintes cinématiques et géométriques qui conditionnent le choix des dimensions de la structure cinématique du robot de télé-échographie.

Nous allons tout d'abord présenter les différents robots de télé-échographie qui ont été conçus au laboratoire, puis nous préciserons leur structure cinématique.

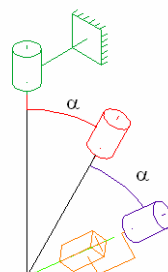
3.1.3 - Evolution cinématique des robots de télé-échographie

3.1.3.1 –

En 1998, le concept de télé-



Le robot Teresa



laboratoire LVR valide le échographie robotisée avec

le prototype Syrtech en réalisant la première télé-échographie robotisée entre Bourges et Katmandou [Gourdon, 99], [Gourdon, 00]. Ces premiers travaux ont conduit à l'émergence de projets nationaux et européens au travers desquels différents prototypes de robots ont été conçus et réalisés : les robots TER [Vilchis, 03-b] et Teresa.

Figure 3.3. Photo et schéma cinématique de Teresa.

Le robot Teresa, présenté Figure 3.3, [Courrèges, 01], est un robot série à 4 ddl. Il possède un poignet sphérique, 3 rotations à axes concourants, (l'angle entre les directions de chaque articulation est de $22,5^\circ$), et une translation suivant l'axe de la sonde. La translation permet de contrôler l'effort de contact entre la sonde et la peau. Les essais en milieu hospitalier ont montré que le robot piloté par un expert permet de réaliser le même diagnostic que lors d'une échographie standard pour 80 % des cas [Arbeille, 05].

3.1.3.2 – Les robots Otelo 1 et Otelo 2

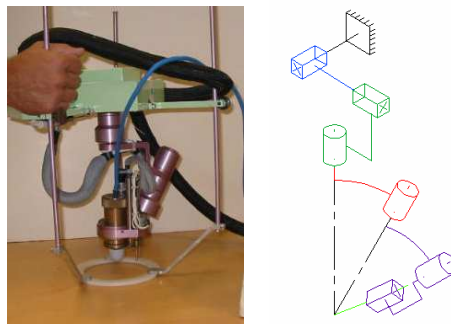


Figure 3.4. Photo et schéma cinématique d'Otelo 1.

En 2001, les travaux menés par le LVR et ses partenaires dans le cadre du projet européen Otelo, ont également abouti à la conception et la réalisation de deux prototypes pré-industriels : Otelo 1 et Otelo 2, [<http://www.bourges.univ-orleans/Otelo>]. Pour favoriser le déplacement de la sonde sur le plan tangent à la peau du patient, le robot Otelo 1 a été conçu avec 6 ddl, Figure 3.4. Ce robot possède la même structure cinématique que Teresa à laquelle on a ajouté deux degrés de liberté en translation pour permettre des déplacements dans le plan (x,y). Les angles entre les directions des articulations rotoïdes pour ce robot sont de 30° .

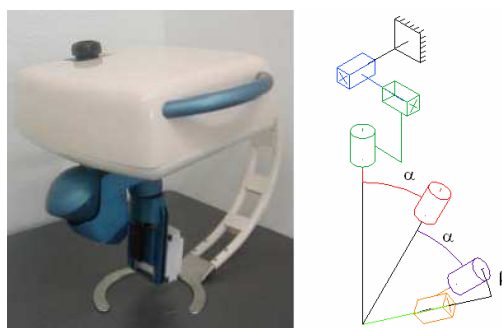


Figure 3.5. *Photo et schéma cinématique d'Otelo 2.*

Le robot Otelo 2 [Al Bassit, 05] a des mobilités similaires à celles d'Otelo 1, Figure 3.5. Sa conception est issue d'une étude d'optimisation qui a conduit au choix de l'angle $\alpha = 27,5^\circ$ entre les liaisons rotoïdes et d'un angle $\beta = 10^\circ$ entre la troisième liaison rotoïde et la liaison prismatique. L'augmentation des dimensions a engendré une augmentation de la masse (Otelo 2 atteint 6kg), ce qui s'est révélé être un handicap majeur .

3.1.3.3 – Le robot Estele

En 2006, la société Robosoft, partenaire du LVR, a commercialisé le robot Estele, développé sur le principe de Teresa, Figure 3.6.



Figure 3.6. *Photo d'Estele.*

Pour diminuer la masse du robot, il a été décidé de supprimer les deux translations dans la plan (x,y) qui n'étaient pas toujours considérées comme indispensables pour le praticien, pour concevoir le robot Estele. Ce dernier a donc une cinématique analogue à celle de Teresa, ce qui lui permet d'être bien plus léger qu'Otelo 2 (3 kg). Il a une structure ergonomique telle que dans sa configuration d'origine, le mécanisme articulé est de type « plan » donc peu encombrant. Il est ainsi facilement transportable.

Une difficulté pour la commande et commune à tous ces robots est celle de la position des singularités de la structure cinématique du poignet sphérique. En effet, les positions singulières se situent lorsque $\theta_2 = k\pi$ ce qui signifie en particulier lorsque la sonde est normale à la peau. Cette position se retrouve très souvent lors d'un examen échographique, pour deux raisons. D'une part, elle donne la meilleure incidence des ondes pour obtenir une bonne qualité d'image. D'autre part, elle sert au spécialiste qui travaille ensuite en mouvements relatifs par rapport à cette origine. Près de la singularité, un petit mouvement de la sonde fictive peut entraîner des mouvements dans les articulations du robot de grandes amplitudes et de grandes vitesses. Pour éviter ce phénomène, [Courrèges, 03] a proposé et mis en place une solution par filtrage des commandes. Notre approche est ici d'apporter une solution d'un point de vue mécanique : une optimisation de la performance cinématique liée à la structure géométrique. Dans ce but, nous rappelons les spécifications du robot liées au mouvement de la sonde.

3.1.4 - Spécifications des mouvements de la sonde

Pour déterminer les paramètres de conception utiles à la synthèse dimensionnelle d'un robot, il faut connaître les contraintes liées au geste du médecin.

Une étude des mouvements de la sonde échographique a été menée par Lama Al Bassit lors d'examens échographiques courants, [Al Bassit, 05]. Lors d'un examen standard, le médecin recherche, dans un premier temps, l'organe à examiner. Pour cela, il cordonne la position de la sonde, les images ultrasonores et ses connaissances en anatomie. Dans une seconde phase, l'expert commence à déplacer la sonde ultrasonore tout en conservant le contact avec la peau du patient. Il examine l'organe en réalisant des plans ultrasonores longitudinaux et transverses. Il recherche la meilleure intersection entre le plan ultrasonore et l'organe observé pour avoir la meilleure qualité d'image échographique possible, Figure 3.5.

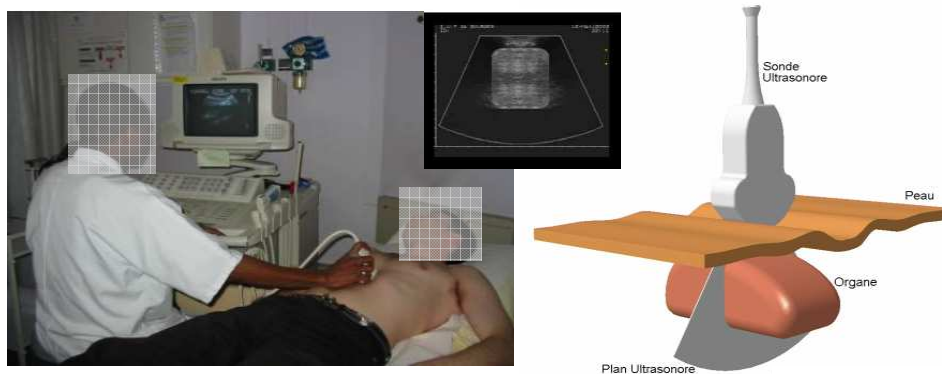


Figure 3.5. Examen échographique, plan ultrasonore, image échographique.

L'étude a permis de déterminer les mouvements de la sonde suivants :

- Lorsque la sonde est positionnée sur le corps du patient, le contact entre son extrémité et la peau doit être maintenu,
- Le médecin maintient le même point de contact sonde/peau pendant l'examen de l'organe,
- Pour trouver le meilleur angle d'incidence, l'axe de la sonde évolue à l'intérieur d'un cône et tourne autour de son axe propre,
- La plupart du temps, l'inclinaison de la sonde, par rapport à la direction normale de la peau, reste inférieure à 25°. Dans certaines situations particulières, il peut arriver que le médecin incline la sonde jusqu'à 60° pour trouver l'organe à examiner. L'axe de la sonde reste cependant le plus souvent à l'intérieur d'un cône d'angle 10°, Figure 3.6.

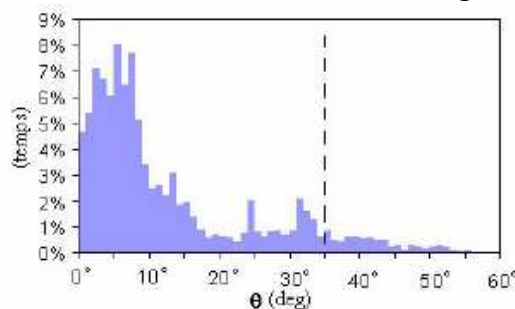


Figure 3.6. Histogramme de passage de l'axe de la sonde correspondant aux différentes valeurs de l'angle d'inclinaison θ pendant un examen d'échographie classique.

Ces spécifications de mouvement de la sonde montrent que le robot à développer doit

présenter une mobilité de trois rotations de type centre de rotation déporté (ou RCM). Cette cinématique peut être réalisée par des technologies différentes. Dans un premier temps, nous présentons les différentes solutions existantes de poignet sphérique. Dans un second temps, nous déterminons la complexité des structures séries, parallèles et hybrides afin de les comparer pour choisir la cinématique la mieux adaptée pour un robot de télé-échographie.

3.2 – Conception et comparaison des poignets sphériques

Le poignet sphérique est utilisé pour générer des rotations autour du point fixe appelé centre instantané de rotation. Pour concevoir un tel poignet, on peut utiliser trois types de structures différentes : série, parallèle ou hybride.

3.2.1 - Le poignet sphérique série

Le poignet sphérique série peut-être réalisé de façons différentes. Nous décrivons ici six approches distinctes pour y parvenir.

3.2.1.1 - Trois liaisons rotoïdes à axes concourants

Une liaison isostatique équivalente à une liaison sphérique est la composition de trois liaisons pivots à axes concourants, Figure 3.7.

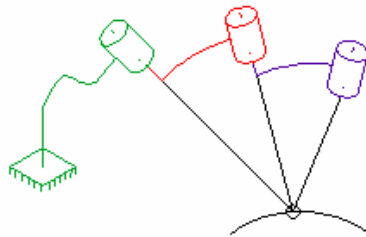


Figure 3.7. Poignet sphérique 3R.

C'est la conception la plus simple, cependant cette dernière possède deux singularités. La première peut-être obtenue si les axes des première et troisième liaisons rotoïdes sont alignés et la seconde lorsqu'ils forment un angle de 180° . De plus la concourance précise de ces axes n'est pas toujours facile à réaliser.

3.2.1.2 - Quatre liaisons rotoïdes

Pour écarter les singularités du poignet sphérique 3R, un poignet 4R appelé « poignet de Hamilton » a été développé [Long, 89]. Les quatre liaisons rotoïdes restent bien sûr concourantes.

Chablat a montré que huit configurations différentes seulement de ce poignet conduisaient à un poignet isotrope, Figure 3.8, [Chablat, 03].

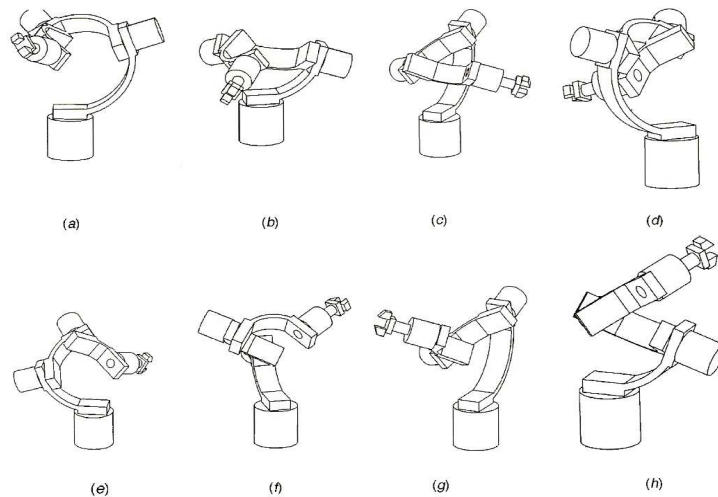


Figure 3.8. Les huit poignets sphériques 4R isotropes, [Chablat, 03].

Cette conception rajoute une liaison à la précédente, ce qui crée un système redondant. Ce poignet est donc plus complexe à fabriquer. De plus il possède un actionneur supplémentaire qui conduit à une masse plus élevée du dispositif complet.

3.2.1.3 - Type parallélogramme ou mécanisme 4 barres

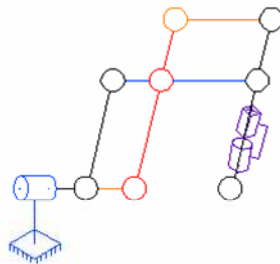


Figure 3.9. Schéma du poignet sphérique parallélogramme.

Ce mécanisme est constitué de quatre barres articulées entre elles par des liaisons rotoïdes. Elles forment un parallélogramme déformable. Lorsqu'une barre est actionnée en rotation autour d'un axe, elle entraîne les autres barres en rotation, Figure 3.9. Cette conception est relativement encombrante comme le montre la photo du robot d'échographie d'artères carotides de Salcudean, Figure 3.10.



Figure 3.10. Photo du robot d'échographie de Salcudean.

3.2.1.4 Poignet sphérique à l'aide d'arceaux circulaires ou engrenages

Ce système est constitué le plus souvent de roues dentées (ou parties de roues dentées) disposées dans des plans orthogonaux. Les centres des roues sont identiques. Cette conception correspond à deux liaisons rotoïdes d'axes concourants. Cette conception a été utilisée sur plusieurs robots médicaux, TER, Ler, RUDS, Figure 3.11. Elle conduit à une taille de robot importante du fait de la grandeur des roues à dentures intérieures.



Figure 3.11. Photo du robot de télé-échographie RUDS.

3.2.1.5 - Système poulie courroie

Cette conception a rarement été utilisée. Le robot de chirurgie mini-invasive Artemis retient cependant cette technologie, Figure 3.12.

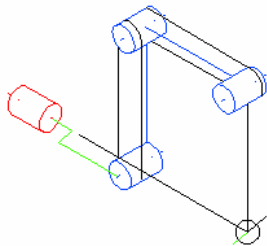


Figure 3.12. Schéma et photo du robot de chirurgie-mini-invasive Artemis.

3.2.1.6 - Centre de rotation déporté passif

Ce dispositif est constitué de deux liaisons rotoïdes à axes concourants, Figure 3.13. Ces deux liaisons ne sont pas actionnées. Ce dispositif est simple à mettre en œuvre mais n'offre pas une très grande précision. Il est utilisé en robotique médicale pour guider les endoscopes ; le robot EndoAssist a été conçu sur ce principe, Figure 3.13.

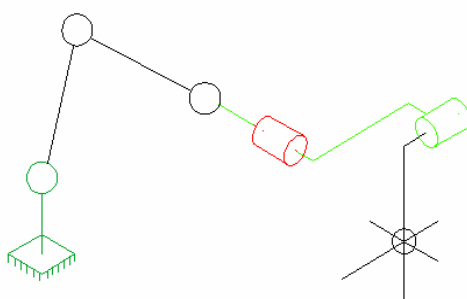


Figure 3.13. *Schéma et photo du robot Porte-endoscope EndoAssist.*

Les mécanismes séries ont une architecture simple, mais ne possèdent pas en général une très bonne précision absolue donnée par l'écart entre la consigne et la position réelle de l'organe terminal. Chaque segment doit supporter la charge et le poids des segments suivants, ce qui peut provoquer des déformations relativement importantes de la structure. La précision de positionnement souffre du fait que les déformations de flexion ne sont pas mesurées par les capteurs. Cette lacune des dispositifs séries a conduit à la conception de mécanismes parallèles. En effet, ces derniers sont plus précis, car les déformations dues à la flexion sont réduites et les incertitudes sur les mesures articulaires n'affectent l'erreur de la position de la plate-forme que de manière faible.

3.2.2 - Le poignet sphérique parallèle

3.2.2.1 - Définitions

Un manipulateur parallèle généralisé est un mécanisme en chaîne cinématique fermée dont l'organe terminal est relié à la base par plusieurs chaînes cinématiques indépendantes, [Merlet, 97].

Un manipulateur pleinement parallèle est un manipulateur parallèle dont le nombre de chaînes est strictement égal au nombre de degrés de liberté de l'organe terminal.

Gosselin a caractérisé les manipulateurs pleinement parallèles par la relation :

$$p.(n - 6) = - 6 \quad (3.1)$$

Où p est le nombre de chaînes cinématiques et n le nombre de solides dans une chaîne.

Un robot pleinement parallèle plan est un robot dont l'organe terminal présente trois degrés de liberté : deux translations et une rotation.

3.2.2.2 - Détermination des chaînes cinématiques

Si on considère l'approche d'Hervé sur la théorie des groupes de déplacements pour créer un mécanisme ayant un mouvement donné, il suffit d'examiner les combinaisons binaires qui conduisent au mouvement en question [Hervé,78].

Chaque articulation permet des déplacements qui sont des sous-ensembles des groupes des déplacements. Un sous-ensemble peut posséder lui-même la structure d'un groupe ou d'un sous-groupe. Le sous-groupe des translations $\{T\}$ peut être obtenu en combinant trois liaisons prismatiques. $\{X(w)\}$ est un sous groupe composé des déplacements de translation et de rotation autour de tout axe parallèle à l'axe w . Ce sous-groupe est obtenu par composition des liaisons rotoïdes, prismatiques et hélicoïdale. Le groupe de déplacements $\{D\}$ est le groupe

des déplacements translations et rotations libres dans l'espace de dimension 6. La dimension d'un groupe étant le nombre d'inconnues cinématiques.

La mise en parallèle des liaisons crée leur intersection. Exemples :

$$\{D\}.\{T\}=\{T\}$$

$$\{D\}.\{D\}=\{D\}$$

$$\{X(w)\}.\{X(w')\}=\{T\}$$

Si on ne considère que les liaisons suivantes : rotoïde (R), prismatique (P), sphérique (S), le générateur des déplacements $\{D\}$ est réalisé par 4 chaînes cinématiques : RRPS, RPRS, PRRS, RRRS.

La composition RR est constituée d'un joint de Cardan.

Pour assurer seulement des déplacements en rotation autour d'un point, il faut associer quatre générateurs, ces dispositifs sont appelés manipulateurs pour orientations. Pour concevoir ces dispositifs plusieurs méthodes existent :

- a) association d'un générateur de mouvement passif autour d'un point constitué d'une sphère (S) et l'intersection de trois générateurs de déplacements $\{D\}$.

Le générateur de mouvements de rotations est appelé le mât central, il lie la base et le plateau mobile par une liaison sphérique, Figure 3.14. Les générateurs de déplacements $\{D\}$ sont constitués des liaisons : RRPS ou PRRS ou RRRS.

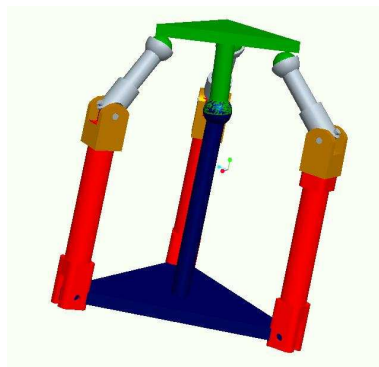


Figure 3.14. Schéma d'un manipulateur pour orientation PRRS.

- b) Une autre méthode consiste à utiliser des chaînes qui sont des générateurs de mouvement de rotation autour d'un point (S), [Asada, 85]. Gosselin a utilisé cette conception pour réaliser son système de pointage, Figure 3.15, [Gosselin, 89]. Le manipulateur parallèle est constitué de 3 chaînes sphériques (3R) actionnées par des moteurs dont les axes sont concourants au centre instantané de rotation, centre du plateau mobile. Ce mécanisme est hyperstatique ce qui impose de fortes contraintes géométriques et des usinages précis. D'autres variantes du robot de Gosselin ont été proposées.

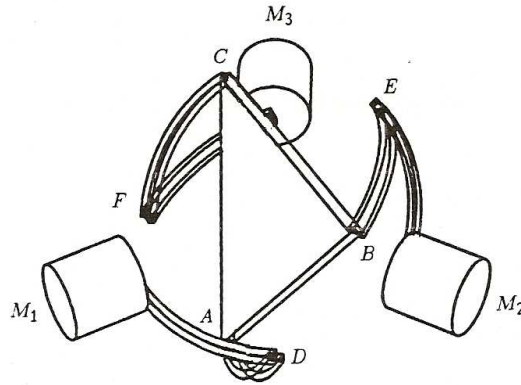


Figure 3.15. Schéma du manipulateur parallèle de Gosselin, [Gosselin, 89].

Reboulet a proposé des poignets sphériques redondants pour augmenter la dextérité de ce type de manipulateur, Figure 3.16. Il a conçu un poignet pour le domaine médical [Gossot, 94].



Figure 3.16. Poignet articulé de C. Reboulet.

3.2.2.3 - Les mécanismes parallèles sphériques isostatiques

Le mécanisme parallèle de Gosselin est hyperstatique. Un système mécanique est hyperstatique si l'on ne peut pas calculer toutes les inconnues de liaison à partir de l'écriture du principe fondamental de la statique. D'un point de vue mécanique, on impose souvent à zéro ces inconnues hyperstatiques, ce qui revient à rajouter des degrés de liberté au système, [Aublin, 92]. Les systèmes hyperstatiques nécessitent une grande précision de fabrication ce qui les rend plus coûteux que les systèmes isostatiques.

Une énumération des mécanismes parallèles isostatiques (MPS) a été réalisée par Karouia et Hervé, [Karouia, 03]. Un mécanisme parallèle isostatique permet un mouvement d'orientation à 3 ddl, il est constitué de trois bras assemblés en parallèle. Chaque bras est composé de 5 ddl chacun pour que le système soit isostatique.

L'ensemble des déplacements souhaités pour le MPS est le sous-groupe sphérique des rotations autour du point O : $\{S(O)\}$. Chaque variété engendrée par chacun des bras doit contenir le produit $\{R(O,u)\} \cdot \{R(O,v)\} \cdot \{R(O,w)\}$. L'auteur décrit tous les mécanismes parallèles isostatiques permettant d'avoir ces trois variétés : les mécanismes à couples oisifs (RRRRR), à couple glissement plan (RRG), à couples cylindriques (RCC), à couple sphérique (RRS). Un exemple de schémas cinématiques de ces mécanismes est présenté Figure 3.17.

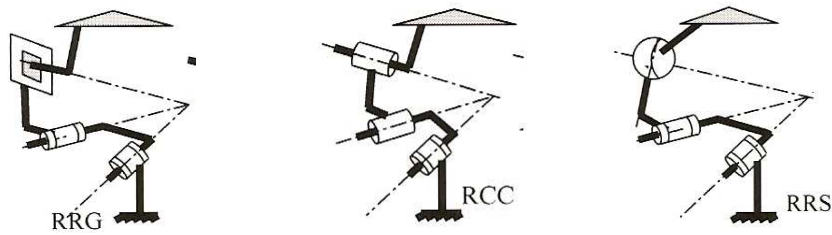


Figure 3.17. Schémas mécanismes sphériques parallèles isostatiques à couple glissement plan, à couples cylindriques et à couple sphérique, [Karouia, 03].

Tous ces mécanismes possèdent l'avantage d'être isostatiques, mais ils présentent un nombre important de liaisons (15), ce qui rend le mécanisme bien plus complexe à réaliser et largement plus lourd.

3.2.3 - Le poignet sphérique hybride

Le volume de l'espace de travail d'un manipulateur parallèle est sensiblement plus faible que celui d'un robot série, ce qui a donné l'idée d'associer un manipulateur parallèle à un robot série, pour avoir une performance satisfaisante en terme d'espace de travail, sans négliger la précision. On remplace souvent les trois derniers degrés de liberté du robot série (robot porteur) par le robot parallèle (poignet actif). Le robot de chirurgie mini-invasive Endobot qui réalise des points de suture en est un exemple.

Le poignet sphérique hybride a été particulièrement étudié par Lama Al Bassit, en utilisant la théorie des groupes de déplacement de Hervé, [Al Bassit, 05]. Dans le cas du poignet sphérique 3R, la structure parallèle crée les deux premières rotations 2R et la structure série permet d'effectuer la rotation propre, Figure 3.18.

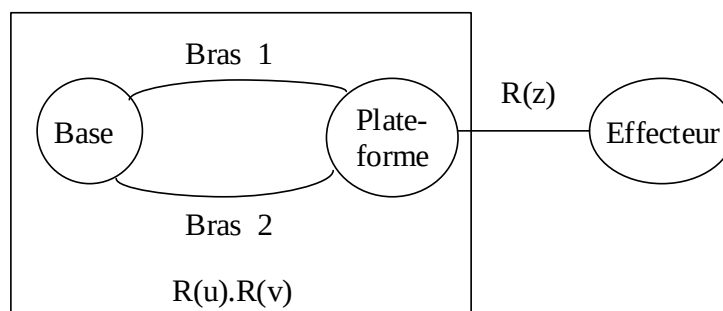


Figure 3.18. Schéma du poignet sphérique Hybride.

La structure parallèle à 2 ddl possède deux bras pour être pleinement parallèle. Le mécanisme parallèle ayant le minimum de degré de liberté a 5 ddl dans les deux bras. Le premier bras possède deux liaisons rotoïdes 2R, le deuxième bras en possède trois, c'est un 3R, Figure 3.19.

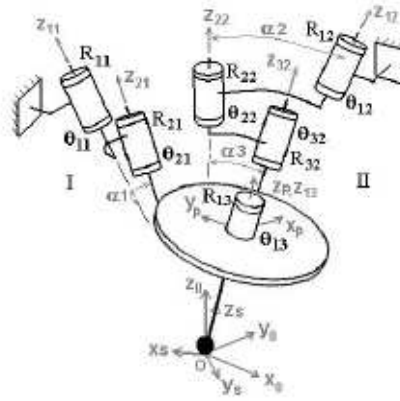


Figure 3.19. Schéma poignet sphérique Hybride minimal, [Al Bassit, 05].

Il doit y avoir au minimum 8 ddl dans les deux bras pour avoir un mécanisme isostatique.

Les possibilités pour avoir cette structure sont classables en quatre familles :

- Le bras 1 possède 3ddl et le bras 2 5 ddl ou le bras 1 et le bras 2 ont 4 ddl chacun
- Les couples cinématiques permettant 3 ddl sont les couples : RC et RU
- Les couples cinématiques permettant 4 ddl sont les couples : RCR, RRC, RUR, RRU
- Les couples cinématiques permettant 5 ddl sont les couples : RRS, RSR, RCU, RUC, RUU, RCC, Figure 3.20.

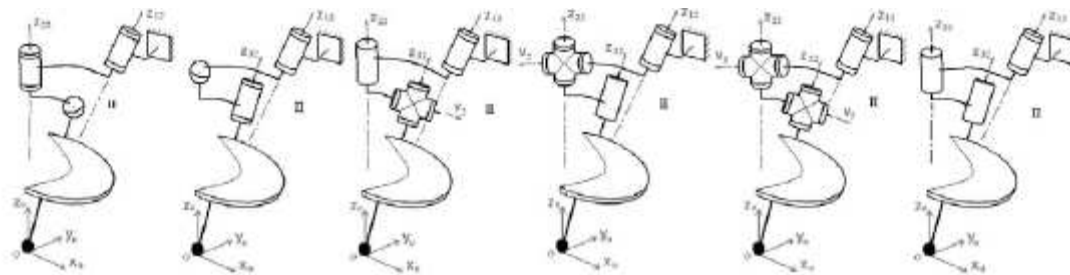


Figure 3.20. Schémas cinématiques des chaînes cinématiques à 5 ddl, [Al Bassit, 05].

Les structures hybrides sont donc relativement complexes, elles possèdent au minimum six liaisons pour réaliser un mouvement 3R. De plus, lorsqu'on désire les rendre isostatiques, les systèmes se complexifient encore par l'ajout de liaisons supplémentaires, ils comportent alors neuf liaisons.

3.2.4 – Evaluation de la complexité des structures cinématiques

Angeles a proposé des règles pour quantifier la qualité des architectures robotiques en phase de conception conceptuelle, 'conceptual design', [Khan, 08-a].

L'objectif est de comparer les topologies à l'étape conceptuelle en se basant sur la complexité. En l'absence de modèle mathématique, les informations disponibles pour quantifier la qualité des solutions robotiques sont :

- Le type et le nombre d'articulations,
- L'orientation relative des articulations voisines,
- Le nombre de boucles pour les chaînes parallèles,
- Le type et la diversité des actionneurs.

3.2.4.1– Les liaisons

Les six paires cinématiques simples (lower kinematic pairs) sont celles qui ont un plan ou une ligne comme surface de contact en commun. Ce sont les liaisons : pivot, glissière, glissière hélicoïdale, pivot glissant, rotule, appui plan. Angeles classe les liaisons à l'aide d'un critère d'évaluation basé sur la régularité de la surface commune de la liaison : Loss of Regularity (LOR). Ce critère LOR mesure la distribution de la courbure de la surface donnée. Dans ces conditions, les liaisons sphériques et cylindriques ont le nombre LOR égal à zéro, ce qui signifie que ce sont les liaisons les moins complexes (au sens de ce paramètre).

3.2.4.2 - Les critères de performances des robots

Les performances peuvent être de nature différentes : cinématique, élastostatique, élastodynamique, agilité, espace de travail, coût du cycle de vie. Celles-ci peuvent être influencées par différents paramètres de la topologie du robot : dimensions, postures, raideur de la structure, masse. Ces différents paramètres peuvent agir de façon contradictoires sur les performances souhaitées du robot.

3.2.4.3 - Les règles

Angeles établit également un ensemble de règles pour avoir de hautes performances élastostatique et d'agilité (propriété d'accomplir des opérations précises à hautes vitesses). Pour cela, il est nécessaire de sélectionner des topologies qui ont de hautes probabilités de raideur et de légèreté. Les règles sont les suivantes :

- Le nombre d'articulations d'un robot devrait augmenter la raideur,
- L'augmentation du nombre de boucles augmente le coût de fabrication,
- Les 6 liaisons cinématiques dans l'ordre de préférence sont : cylindrique, sphérique, pivot, glissière hélicoïdale, appui plan et glissière,
- Augmenter les contraintes géométriques entre les articulations augmente le coût de fabrication,
- Augmenter le nombre d'articulations diminue l'agilité,
- Ajouter des boucles pour permettre aux actionneurs d'être plus près de la base augmente l'agilité,
- En robotique utiliser des actionneurs électriques augmente l'agilité,
- Utiliser des actionneurs identiques pour diminuer la complexité.

3.2.4.4 - Complexité du robot

Les six aspects de la complexité du robot sont définis par :

- Complexité du nombre d'articulations K_N
- Complexité de la boucle K_L
- Complexité du type d'articulations K_J
- Diversité des liaisons K_B
- Complexité du type d'actionneurs K_A
- Diversité des actionneurs K_H

La complexité de la chaîne cinématique K est donnée par la formule :

$$K = \omega_N K_N + \omega_L K_L + \omega_J K_J + \omega_B K_B + \omega_A K_A + \omega_H K_H \quad (3.2)$$

$$\text{avec } \omega_N + \omega_L + \omega_J + \omega_B + \omega_A + \omega_H = 1 \quad (3.3)$$

Ce sont des coefficients tels que le nombre K est compris entre 0 et 1.

3.2.4.5 – Classement des liaisons cinématiques

On peut cependant souligner que si le LOR a le mérite de qualifier la complexité d'une liaison, on sait bien que la véritable complexité tient à la capacité technologique à la réaliser (usinabilité, précision, parcourabilité de la machine-outil utilisée ...). Les critères de classement établis par Angeles sont des critères mathématiques liés à la courbure des surfaces communes des liaisons. Ces critères sont vrais lorsque les surfaces sont parfaites, or lorsque l'on réalise une liaison, il y a des divergences dues à la fabrication. La liaison pivot glissant ou cylindrique et la liaison sphérique ont le même degré de régularité, alors que la liaison sphérique est bien plus complexe à réaliser que la liaison cylindrique. La liaison pivot ou rotoïde directe n'est pas beaucoup plus compliquée, car c'est une liaison cylindrique à laquelle on a enlevé la possibilité de translation. La liaison glissière à contact surfacique direct est en revanche plus difficile à fabriquer car elle est souvent réalisée à l'aide de guidages hyperstatiques, ce qui demande des cotes de fabrication très précises pour que le mécanisme fonctionne convenablement. Les différents paramètres sur lesquels on peut intervenir pour concevoir cette liaison sont nombreux : le type de glissière, la géométrie du guidage, les composants réalisant le guidage, les dimensions, le jeu, le facteur de frottement, les matériaux, [Aublin, 92]. Un indice complémentaire du LOR prenant en compte la technologie de fabrication mériterait d'être réfléchi (ceci pourrait constituer une perspective intéressante à nos travaux).

3.2.4.6 – Application aux poignets sphériques

On souhaite comparer nos trois types de conception de poignets sphériques série, parallèle, hybride. On retient seulement les 4 premiers aspects définis par Angeles : la complexité du nombre d'articulations K_N , la complexité de la boucle K_L , la complexité du type d'articulations K_J et la diversité des liaisons K_B .

Les robots comparés sont : le poignet sphérique série 3R, le poignet parallèle de Gosselin 3*(3R) et le poignet hybride de Al Bassit (3R.2R).R. Nos trois dispositifs ne sont constitués que de liaisons rotoïdes. Le détail du calcul de chacun des aspects pour les trois robots est présenté en annexe C.

La complexité sera alors donnée par la formule suivante : $K = \frac{1}{4}(K_N + K_L + K_J + K_B)$. Elle est évaluée pour les trois conceptions de robots dans le tableau Figure 3.21.

	K_N	K_L	K_J	K_B	K
Série	0,95	0	0,52	0,43	0,475
Parallèle	0,999	0,86	0,52	0,75	0,78225
Hybride	0,997	0,63	0,52	0,86	0,75175

Figure 3.21. Tableau donnant la complexité des trois conceptions de robots.

Ce tableau montre bien que le robot série est moins complexe que le robot hybride. La conception du robot parallèle est la plus compliquée en partie par son nombre importants de liaisons.

Nous savons de plus que la structure de poignet sphérique série 3R est bien adaptée aux contraintes des robots de télé-échographie, car elle offre un espace de travail important tout en

étant compacte. Nous allons maintenant présenter les indices de performances utilisés en robotique afin de définir les critères qui répondent au mieux aux besoins exprimés dans le cahier des charges du robot de télé-échographie.

3.3 - Indices de performances en robotique

Le choix d'une architecture mécanique, la taille d'un robot, la détermination de la posture pour exécuter une tâche donnée, ont largement été effectuées sur les bases de l'intuition et de l'expérience dans la phase de conception. La capacité de l'effecteur à changer de position et d'orientation semble être une mesure intéressante pour faire les choix de conception, c'est pour cela que le concept de manipulabilité a été proposé par Yoshikawa [Yoshikawa, 83]. Cependant, d'autres indices ont été proposés pour caractériser les performances des robots. Nous présentons ici les plus courants : la manipulabilité, une série d'indices locaux, puis globaux. Nous soulignons les problèmes posés par la non homogénéité de ces indices et nous donnons quelques méthodes pour les résoudre.

3.3.1 – Manipulabilité

Selon [Lallemand, 97], la manipulabilité du robot est sa plus ou moins grande aptitude à engendrer les mouvements ou les efforts demandés dans une posture donnée.

Le modèle cinématique s'écrit :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} \quad (3.4)$$

la manipulabilité en position sera obtenue à l'aide de l'équation différentielle :

$$\partial \mathbf{x} = \mathbf{J} \partial \mathbf{q} \quad (3.5)$$

La relation (3.4) traduit le même phénomène que la relation (3.5) au facteur de temps ∂t près. Les propriétés des manipulabilités en vitesse et en position seront donc les mêmes.

3.3.1.1 - Ellipsoïde de manipulabilité

Si le domaine de variation des $\dot{\mathbf{q}}_i$ est la sphère de rayon 1 de $\mathbb{R}^n$ alors le domaine de variation des $\dot{\mathbf{x}}_i$ est un ellipsoïde généralisé de $\mathbb{R}^m$, Figure 3.22. Cet ellipsoïde dépend de $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ donc de la posture et des dimensions du manipulateur. Les axes de l'ellipsoïde correspondent aux valeurs singulières de $\mathbf{J}$.

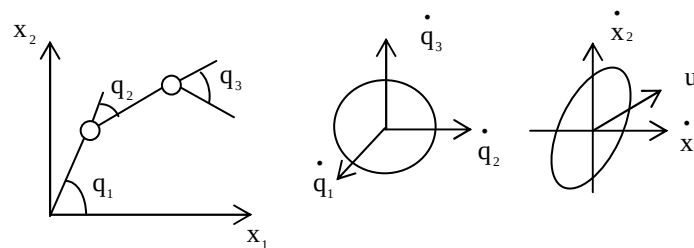


Figure 3.22. Schéma manipulateur 3R, espace des vitesses articulaires, et ellipsoïde de manipulabilité.

La manipulabilité globale est définie par le volume de l'ellipsoïde. La manipulabilité associée à une direction est donnée par l'intersection de la direction u avec cet ellipsoïde.

3.3.1.2 - Critère de volume maximal

Le volume de l'ellipsoïde v_e est donné par l'équation : $v_e = \omega_m w$ (3.6)

avec ω_m , fonction ne dépendant que de la dimension m de l'espace ($\frac{4}{3}\pi$ pour l'ellipsoïde de dimension 3).

$$w = \sqrt{\det(JJ^T)} \quad (3.7)$$

3.3.2 - Indices locaux

3.3.2.1 - Manipulabilité de Yoshikawa

La manipulabilité représente la faculté pour le manipulateur à engendrer des déplacements isotropes autour d'un point donné de son effecteur, [Lallemand, 97]. On appelle configuration singulière, une configuration où la manipulabilité est nulle soit :

$$\det(JJ^T) = 0 \quad (3.8)$$

Ce qui implique un volume nul pour l'ellipsoïde. D'où l'idée de Yoshikawa, de dire que la meilleure posture est celle qui est la plus éloignée des postures singulières et de mesurer la manipulabilité d'un manipulateur non redondant par :

Pour un robot non redondant : $w = |\det(J)|$ (3.9)

Pour un robot redondant : $w = \sqrt{\det(JJ^T)} = \sqrt{\prod_i \sigma_i}$ (3.10)

σ_i représente les valeurs propres de la matrice JJ^T .

Pour augmenter la manipulabilité, on cherche donc à maximiser w par rapport à la posture :

$$\frac{\partial w}{\partial q_i} = 0 \quad (3.11)$$

où q_i sont les paramètres de configuration pour $i = 1$ à n

ou par rapport à la conception de la manipulation.

$$\frac{\partial w}{\partial L_i} = 0 \quad (3.12)$$

où L_i sont les longueurs caractéristiques du robot.

3.3.2.2 - Nombre de conditionnement

Le nombre de conditionnement de la jacobienne représente la « sphéricité » de l'ellipsoïde de manipulabilité ou l'isotropie des vitesses de l'effecteur dans la position courante.

Le conditionnement du manipulateur ou indice d'isotropie est donné par :

$$\kappa(J) = \|J\| \|J^{-1}\| \quad \text{avec} \quad \|J\| = \sqrt{\text{tr}(JNJ^T)} \quad \text{et} \quad N = \frac{1}{n}I \quad (3.12)$$

n étant la dimension de la matrice carrée.

Les valeurs singulières sont les racines carrées des valeurs propres de la matrice $J^T J$

L'étude individuelle des valeurs singulières permet de quantifier les performances du robot [Klein, 87].

La plus grande valeur singulière de la matrice J est : $\sigma_{\max} = \|J\|$ (3.13)

Le nombre de conditionnement est défini par:

$$\kappa(J) = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}} \quad \kappa \in [1, +\infty] \quad (3.14)$$

Si la configuration est isotrope $\kappa(J) = 1$

Si la configuration est singulière $\kappa(J) = \infty$

On peut également définir l'inverse du nombre de conditionnement ou indice de conditionnement local :

$$w_2 = \frac{1}{\kappa(J)} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad 0 \leq w_2 \leq 1 \quad (3.15)$$

Il permet d'évaluer le contrôle de la précision, la dextérité, l'isotropie du mécanisme [Angeles, 88], [Liu, 05]. Il est appelé local conditioning index, noté LCI.

La plus petite valeur singulière de la jacobienne est également utilisée. Elle représente la distance la plus proche de la singularité :

$$w_3 = \sigma_{\min} \quad (3.16)$$

3.3.2.3 - Rayon de la sphère

On peut déterminer le rayon de la sphère qui donne le même volume que celui de l'ellipsoïde. Ce critère est normalisé et le nombre de degrés de liberté n'a pas d'influence sur ce nombre.

$$w_4 = \sqrt[m]{\prod_i \sigma_i} = \sqrt[m]{w} \quad (3.17)$$

3.3.2.4 - Manipulabilité de Bayle

Une mesure de manipulabilité basée sur la notion d'excentricité d'une ellipse a été définie par Bayle [Bayle, 01] de la façon suivante :

$$w_5 = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{\max}^2}{\sigma_{\min}^2}} \quad \text{avec} \quad 0 \leq w_5 \leq 1 \quad (3.18)$$

Plaçons nous par exemple dans un problème à deux dimensions. Lorsque w_5 tend vers 0, l'ellipsoïde est proche d'un cercle alors que lorsque w_5 tend vers 1, l'ellipse est très « plate », ce qui signifie que l'effecteur a des directions de déplacement privilégiées, la répartition des vitesses n'est par conséquent pas isotrope.

3.3.2.5 - Manipulabilité dynamique

Cet indice prend en compte les effets dynamiques sur la capacité de génération de vitesse.

$$m = \sqrt{\det[J(M^T M)^{-1} J^T]} \quad (3.19)$$

M étant la matrice d'inertie du manipulateur pour prendre en compte les effets dynamiques.

3.3.2.6 - Manipulabilité directionnelle

Des critères orientés tâche évaluent la capacité du manipulateur dans sa configuration courante à réaliser une tâche donnée, ils ont été développés par [Chiu, 88]. Ils correspondent à la projection de l'ellipsoïde de manipulabilité sur la direction du mouvement, ou à l'angle existant entre la direction principale de l'ellipsoïde et la direction désirée pour le mouvement [Sallé,04].

Chabane définit la manipulabilité directionnelle qui prend en compte les capacités du manipulateur mais aussi la tâche à réaliser dans le calcul de la manipulabilité, [Chabane, 06]. Il définit un vecteur unitaire directeur de la tâche à réaliser dans l'espace opérationnel :

$$d = \frac{\dot{x}_d}{\left\| \begin{matrix} \bullet \\ \dot{x}_d \end{matrix} \right\|} \quad (3.20)$$

La manipulabilité directionnelle est telle que :

$$w_{\text{dir}} = \sum_{i=1}^m |d^T \cdot u_i \cdot \sigma_i| \quad u_i \text{ est le vecteur direction} \quad (3.21)$$

La mesure est maximisée quand la capacité de manipulation suivant la direction est maximale. Elle s'annule s'il n'y a pas de possibilité de déplacement suivant la direction. Les autres mesures de manipulabilité représentent la capacité du robot à se déplacer autour d'une configuration dans toutes les directions. Elles prennent des valeurs particulières pour les configurations singulières et affichent ainsi la perte de degré de liberté.

3.3.3 - Indices globaux

Les indices locaux expriment la performance du robot dans une configuration donnée. Les indices globaux sont définis pour traduire une performance atteinte sur l'ensemble des configurations. Ils sont obtenus soit en intégrant l'indice local sur l'ensemble des configurations, soit en recherchant la valeur extrême (minimale ou maximale selon le type d'indice), atteinte sur l'ensemble des configurations. Nous présentons plusieurs indices globaux qui permettent de traduire des performances différentes de robots.

3.3.3.1 - Indice de conditionnement global

L'indice de conditionnement global (GCI) ou la dextérité globale η a été définie par Gosselin, [Gosselin, 91] par :

$$\eta = \frac{\int_w \left(\frac{1}{\kappa(J)} \right) dw}{\int_w dw} \quad (3.22)$$

Cet indice varie entre 0 et 1, il est appelé dextérité du manipulateur.

3.3.3.2 - Indice de conditionnement cinématique

L'indice de conditionnement cinématique a été défini par Angeles [Angeles, 02] de la façon suivante :

$$I_c = \frac{1}{\kappa_{\min}} \times 100 \quad (3.23)$$

$\kappa_{\min}$ est la plus petite valeur du nombre de conditionnement $\kappa(J)$ sur l'espace de travail. Cet indice donne le pourcentage indiquant la meilleure performance locale atteinte par la structure. Si le manipulateur est isotrope $I_c = 100\%$.

3.3.3.3 - Rapport du « good condition workspace » (GCW) sur le volume minimal

Pour la conception de mécanisme, l'espace de travail a une importance primordiale. Il n'est pas seulement un indice pour évaluer la région de travail du mécanisme, mais aussi la région de référence pour définir l'indice global, [Liu, 05]. Normalement, pour économiser de l'espace occupé, nous utilisons un rapport espace de travail/volume qui doit être le plus grand possible. La conception optimale peut être la détermination du plus large espace de travail possible où le mécanisme peut avoir des performances désirées, avec le volume occupé minimal. Un tel espace de travail est l'espace de travail désiré appelé 'good-condition workspace' (GCW). On pourra souhaiter avoir un grand rapport RO_{w-v} pour avoir une bonne conception :

$$RO_{W-V} = \frac{W_{GCW}}{V_{\min}} \quad (3.24)$$

$V_{\min}$ représente le volume occupé minimal.

3.3.3.4 - Indice de longueur structurale

L'objectif d'une bonne conception de robot est de maximiser le volume de l'espace de travail atteignable, qui est caractérisé par de grandes valeurs de manipulabilité. Comme la matrice jacobienne est dépendante de la structure, la mesure de la manipulabilité est une performance locale valide seulement dans certaines positions, [Kucuk, 06]. Pour avoir une propriété globale d'un robot manipulateur, l'indice de longueur structurale est utilisé, [Waldron, 88] le définit par :

$$Q_L = \frac{L}{\sqrt[3]{V}} \quad \text{avec} \quad L = \sum_{i=1}^n (a_{i-1} + d_{i-1}) \quad (3.25)$$

V : volume de l'espace de travail atteignable

a_{i-1} : longueurs des bras

d_{i-1} : écarts entre les articulations

Cet indice traduit la compacité du robot et caractérise donc une bonne conception pour la robotique médicale car il est important d'avoir un grand volume de travail dans un espace le plus réduit possible.

[Kucuk, 06] a fait la comparaison de deux indices, l'indice de longueur structurale Q_L et l'indice de conditionnement global η . La comparaison basée sur l'indice de longueur structurale montre que les manipulateurs avec les deux premières articulations parallèles comme le robot Scara ont l'indice Q_L le plus grand, ce qui semble contradictoire vis à vis du nombre de robots utilisés dans l'industrie. Les robots qui ont la première articulation prismatique ont un plus grand indice de longueur structurale.

La comparaison basée sur le GCI montre que les robots manipulateurs orthogonaux RRR sont de meilleure conception. Les robots cartésiens PPP ont le plus faible indice, cependant ils peuvent soulever de lourdes charges et sont vraiment utiles pour déplacer des pièces dans un site encombré. Les robots Scara sont utilisés pour les tâches d'assemblage, ils sont parmi les moins chers du marché et ils ont de bonnes capacités de vitesses et d'accélération.

On peut donc dire que la bonne conception d'un robot dépend de l'indice de performance choisi. Il peut ainsi être utile de faire une fonction d'agrégation regroupant plusieurs indices pour tenir compte des spécificités voulues dans le cahier des charges. On peut avoir besoin de performances de vitesse, de capacité de charges, de raideur pour le bon fonctionnement du mécanisme. Les indices suivants ont été définis pour traduire les performances, [Liu, 05] :

3.3.3.5 - Indice de vitesse global (GVI) : global velocity index

L'indice de vitesse local (LVI) peut être utilisé pour évaluer la performance de vitesse du mécanisme dans une position donnée :

$$\|V_{\max}\| = \sqrt{\max(\lambda_{vi})} \quad (3.26)$$

$$\|V_{\min}\| = \sqrt{\min(\lambda_{vi})} \quad (3.27)$$

où λ_{vi} sont les valeurs propres de la matrice $(J^{-1})^T J^{-1}$.

L'indice global de vitesse est alors:

$$\eta_{v \max} = \frac{\int_w \|V_{\max}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.28)$$

$$\eta_{v \min} = \frac{\int_w \|V_{\min}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.29)$$

Le mécanisme a de bonnes performances cinématiques lorsque $\eta_{v \max}$ et $\eta_{v \min}$ sont grands.

3.3.3.6 - Indice de charge globale (GPI) : global Payload index

L'indice de capacité de charge est un indice important. Il détermine si le mécanisme peut supporter la force extérieure exercée sur le mécanisme. Il est appelé dualité de performances cinématique et statique (duality of kinematics and statics) [Waldron, 88]. Les forces et les moments τ appliqués en statique au mécanisme sont le produit des forces ou moments f que doivent fournir les actionneurs pour maintenir l'équilibre par le produit de la transposée de la jacobienne :

$$\tau = J^T f \quad (3.30)$$

L'indice de charge globale est défini par :

$$\eta_{F \max} = \frac{\int_w \|\tau_{\max}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.31)$$

$$\eta_{F \min} = \frac{\int_w \|\tau_{\min}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.32)$$

$$\text{Où : } \|\tau_{\max}\| = \sqrt{\max(\lambda_{Fi})} \quad (3.33)$$

et

$$\|\tau_{\min}\| = \sqrt{\min(\lambda_{Fi})} \quad (3.34)$$

où λ_{Fi} sont les valeurs propres de la matrice $J^T J$.

Pour tenir compte des contraintes de sécurité pour la conception, on retiendra le plus souvent possible de l'indice $\eta_{F\min}$.

Les critères de vitesse et de capacité de charges sont souvent contradictoires. Un mécanisme qui a de bonnes performances cinématiques a souvent de mauvaises capacités de charge.

3.3.3.7 - Indice de raideur global (GSI) : global stiffness index

Il y a une déformation à l'extrémité de l'effecteur si une force agit sur lui. La déformation dépend de la raideur du mécanisme et de la force extérieure exercée. La raideur d'un mécanisme affecte la dynamique et la précision de la position, c'est donc un indice de performance important.

$$\eta_{D\max} = \frac{\int_w \|D_{\max}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.35)$$

$$\eta_{D\min} = \frac{\int_w \|D_{\min}\| dw}{\int_w dw} \quad (3.36)$$

$$\|D_{\max}\| = \sqrt{\max(\lambda_{Di})} \quad (3.37)$$

$$\|D_{\min}\| = \sqrt{\min(\lambda_{Di})} \quad (3.38)$$

où λ_{Di} sont les valeurs propres de la matrice $(K^{-1})^T K^{-1}$, K étant la matrice de raideur qui relie le vecteur forces extérieure τ et le vecteur déplacement de l'effecteur tel que :

$$\tau = KD \quad (3.39)$$

$$\text{avec : } K = J^T K_p J \quad (3.40)$$

K_p est la matrice diagonale de raideur qui exprime la relation entre la force ou le couple exercés par les actionneurs f et le vecteur déplacement articulaire Δq :

$$f = K_p \Delta q \quad (3.41)$$

$$\text{avec : } K_p = \begin{bmatrix} k_{p1} & 0 \\ 0 & k_{p2} \end{bmatrix} \quad k_{pi} \text{ est le scalaire représentant chacun des actionneurs.}$$

Un mécanisme qui a de bonnes capacités de charge a souvent de bonnes performances de raideur.

Liu a montré que les indices de performances étaient contradictoires. Si on veut de hautes performances cinématiques, avec η grand, on augmentera le volume de l'espace de travail et la vitesse. Il est possible que cela diminue en même temps la capacité de charges et la raideur.

Pour pouvoir réaliser une conception optimale, il faut donc soit réduire le nombre de spécifications de conception, c'est à dire le nombre d'indice de performance ou soit faire un compromis de chaque indice en sachant que chacun d'entre eux ne sera pas optimal pour la conception choisie.

3.3.4 – Problème d'homogénéité des indices de manipulabilité

Lorsque le système robotique est constitué de liaisons rotoïdes et de liaisons prismatiques, les unités utilisées pour définir les vitesses articulaires sont de natures différentes. Les vitesses linéaires sont exprimées dans le système international en m/s et les vitesses de rotation en rad/s. La matrice jacobienne est donc constituée de grandeurs ayant des unités différentes, d'où le problème d'homogénéité des indices de manipulabilité. Plusieurs auteurs ont mis en évidence ce problème, [Doty, 93] [Stafetti, 02]. Ils montrent que les indices de performances basés sur les valeurs singulières ($\sigma_{\min}$ ou le nombre de conditionnement) et ceux basés sur les utilisations des produits JJ^T (indice de Yoshikawa) ne sont pas valides. Ils produisent des résultats non homogènes et ne sont donc pas invariants (vis à vis d'un changement d'origine, d'échelle ou d'unité). Plusieurs solutions permettent de lever ce problème :

3.3.4.1 - Homogénéisation de la matrice jacobienne et des vecteurs vitesses.

La méthode utilise l'indice de manipulabilité de Yoshikawa normalisé. Elle consiste à diviser les termes de vitesses linéaires par une longueur.

$$dx_{\text{norm}} = N_v dx \quad (3.42)$$

$$dq_{\text{norm}} = N_q dq \quad (3.43)$$

N_v : matrice diagonale constituée de termes en 1 et 1/L

N_q : matrice diagonale constituée de termes en 1 pour les liaisons rotoïdes et 1/L pour les liaisons prismatiques.

Le modèle cinématique direct nous donne :

$$dx = J dq \quad \text{donc} \quad dx_{\text{norm}} = N_v J dq = N_v J N_q^{-1} dq_{\text{norm}} = J_{\text{norm}} dq_{\text{norm}}$$

$$\text{on obtient alors } J_{\text{norm}} = N_v J N_q^{-1} \quad (3.44)$$

La matrice est homogène mais le critère dépend des longueurs utilisées pour normaliser les matrices [Schwartz, 02].

Une approche analogue est proposée par Angeles [Angeles, 92]. La matrice jacobienne est homogénéisée en divisant le terme B par une longueur caractéristique L.

$$J_h = \begin{bmatrix} A & 0_{3 \times 3} \\ B/L & C \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

La longueur caractéristique est obtenue de telle sorte que la matrice jacobienne soit isotrope. Elle vérifie la relation:

$$JJ^T = \sigma^2 I \quad I \text{ étant la matrice identité.}$$

Pour lever le problème lié aux unités dans la mesure de la manipulabilité, on peut également introduire les vitesses normalisées dans la jacobienne $\overline{J}(q)$, en divisant les vitesses articulaires par leurs valeurs maximales [Yoshikawa, 85], [Chabane, 06].

On définit le vecteur $\dot{q}_n$ tel que :

$$\dot{q}_n = \begin{bmatrix} \frac{\dot{q}_1}{q_{1\max}} \\ \vdots \\ \frac{\dot{q}_n}{q_{n\max}} \end{bmatrix} \quad (3.46)$$

$\dot{q}_n = R^{-1} \dot{q}$ avec R^{-1} matrice diagonale constituée des valeurs maximales des vitesses articulaires $q_{\max}$

$$\dot{x} = \overline{J}(q) \dot{q} = \overline{J}(q) R \dot{q}_n = \overline{J}_n(q) \dot{q}_n$$

On peut définir des valeurs singulières $\tilde{\sigma}_i$ de $\overline{J}_n(q)$. La manipulabilité directionnelle homogène est alors :

$$\tilde{w}_{\text{dir}} = \sum_{i=1}^m |d^T \cdot u_i \cdot \tilde{\sigma}_i| \quad (3.47)$$

3.3.4.2 - Utilisation d'une matrice jacobienne homogène

Cette méthode est proposée par Gosselin [Gosselin, 92]. Elle propose de remplacer les vitesses linéaires et angulaires de l'effecteur par les vitesses linéaires de 2 points de l'effecteur A et B, Figure 3.23. Il présente deux indices de dextérité pour les manipulateurs plans.

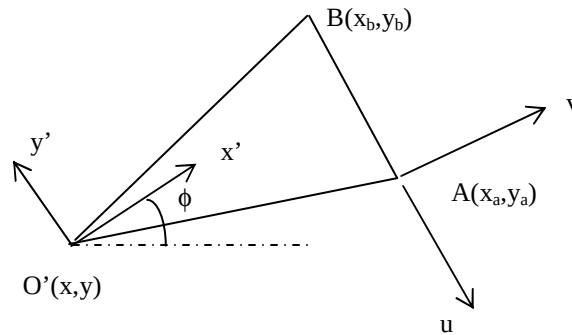


Figure 3.23. Schéma de l'effecteur, [Gosselin,92].

a) Indice basé sur la formulation redondante des équations de vitesses:

Le vecteur vitesse des deux points A et B de l'effecteur est ainsi défini :

$$\dot{c}' = [v_{ax}, v_{ay}, v_{bx}, v_{by}]^T$$

Le vecteur vitesse du point O' est tel que : $\dot{\vec{c}} = J \dot{\theta}$

$$\text{avec } \dot{\vec{c}} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\phi} \end{bmatrix}^T$$

x, y sont les coordonnées du point O', ϕ est l'angle d'orientation

$$\dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1, \dots, \dot{\theta}_n \end{bmatrix}^T$$

les vecteurs $\dot{\vec{c}}'$ et $\dot{\vec{c}}$ sont liés par la relation : $\dot{\vec{c}}' = R_1 \dot{\vec{c}}$

La matrice 4*3 R_1 est obtenue en écrivant la relation liant les vecteurs vitesses :

$$\vec{V}(A, E/R) = \vec{V}(O', E/R) + \vec{AO'} \wedge \vec{\Omega}(E/R)$$

$$\vec{V}(A, E/R) = [v_{ax}, v_{ay}, 0] \quad \vec{V}(O', E/R) = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ 0 \end{bmatrix} \quad \vec{\Omega}(E/R) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\phi} \end{bmatrix}$$

$$O'A = [x_a, y_a]_{R'} = [(x_a \cos \phi - y_a \sin \phi), (x_a \sin \phi + y_a \cos \phi), 0]_R$$

R' repère lié à l'extrémité de l'effecteur en O'.

On écrit également cette relation pour le point B :

$$\dot{\vec{c}}' = R_1 \dot{\vec{c}} = R_1 J \dot{\theta} = J' \dot{\theta}$$

Le nouvel indice de dextérité est donné par : $v' = \kappa(J')$ (3.48)

En général la matrice J' n'est pas une matrice carrée, la définition du nombre de conditionnement (3.48) sera utilisée. La matrice J' est telle que les termes qui la composent ont les mêmes unités, ce qui rend le nombre v' invariant selon l'échelle du manipulateur. Les termes de la matrice jacobienne sont homogènes. Par contre, l'indice n'est pas invariant de la position des points sur l'effecteur.

b) Indice basé sur la minimisation du nombre de paramètres cinématiques

Il est possible de minimiser le nombre de paramètres cinématiques à 3, en prenant un repère $R''(u,v,z)$, centré en A et lié à l'effecteur, Figure 3.24. L'orientation du repère R'' par rapport au repère R est de ψ .

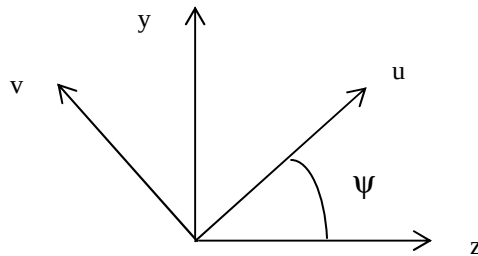


Figure 3.24. Repère R'' lié à l'effecteur, [Gosselin, 92].

$$\text{Soit } \vec{V}(A, R'') = [v_{au}, v_{av}] \quad \text{et} \quad \vec{V}(B, R'') = [v_{bu}, v_{bv}]$$

Le théorème d'équiprojectivité des vitesses s'écrit :

$$\vec{V}(A, R'') \cdot \vec{AB} = \vec{V}(B, R'') \cdot \vec{AB} \quad (3.49)$$

On a alors $v_{au} = v_{bu}$, les composantes des vecteurs vitesses des points A et B suivant la direction de l'effecteur sont donc les mêmes.

Le vecteur vitesse peut être défini de la manière suivante : $\dot{c}'' = [v_{au}, v_{av}, v_{bv}]^T$

Il définit la matrice R_2 de la façon suivante : $\dot{c}'' = R_2 \dot{c} = R_2 J \dot{\theta} = J'' \dot{\theta}$

La matrice R_2 est calculée en écrivant les vitesses des points A et B dans R'' à partir des vitesses de O' .

Le deuxième indice de dextérité est donné par : $v'' = \kappa(J'')$ (3.50)

L'indice de dextérité a les mêmes propriétés d'invariance que le premier indice. Si les points A et O' sont coïncidents, le déterminant de la matrice R_2 devient : $\det(R_2) = x'_b$

avec $\vec{O'B} = [x'_b, y'_b]$

La matrice n'est pas singulière tant que x'_b est différent de 0, donc tant que les points A et B sont distincts.

3.3.4.3 - Utilisation d'une matrice de couplage entre J et J^t

Doty et Schwartz proposent un indice de manipulabilité homogène [Doty, 95] :

$$w_n = \sqrt{\det(J M^{-1} J^t)} \quad (3.51)$$

M matrice d'inertie exprimée dans l'espace articulaire.

Cet indice est homogène physiquement, invariant aux transformations solides, mais dépend du choix de la matrice d'inertie comme matrice de couplage. Il ne traduit donc plus uniquement la capacité de déplacement de l'effecteur dans l'espace, mais la capacité à vaincre l'inertie du manipulateur et à le mettre en mouvement. Il évalue les performances dynamiques du robot.

3.3.4.4 - Détermination des indices de performances en fonction de paramètres sans dimension

Pour déterminer la conception optimale d'un mécanisme parallèle PRRP, Liu propose d'utiliser des paramètres sans dimensions, en divisant chacun des paramètres dimensionnels par leur moyenne. Les deux paramètres dimensionnels de son mécanisme sont R_1 et R_2 . Il définit le paramètre sans dimension :

$$r_i = \frac{R_i}{D} \quad \text{avec } D = \frac{(R_1 + R_2)}{2} \quad (3.52)$$

Il montre que l'espace de travail est égal à l'espace de travail des paramètres sans dimension multiplié par D :

$$W_{GCW} = D \times W'_{GCW} \quad (3.53)$$

et que le rapport espace de travail/ volume minimum est inversement proportionnel au rapport adimensionnel :

$$R_{OV-W} = \frac{R'_{OV-W}}{D} \quad (3.54)$$

Les mécanismes similaires, utilisant des paramètres adimensionnels sont également similaires en terme de performance d'espace de travail mais aussi d'indice de conditionnement de capacité de charge, de vitesse, de raideur. La normalisation des paramètres géométriques peut être raisonnablement appliquée à la conception optimale de mécanismes.

Nous avons montré la diversité des indices de performances locaux et globaux. Le choix des indices de performances est important lorsqu'il s'agit de les considérer dans une démarche de conception optimale, il doit répondre au mieux aux besoins exprimés dans le cahier des charges. Les indices pouvant être contradictoires, il faut donc, soit réduire le nombre d'indice de performance, ou alors faire un compromis de chaque indice en sachant que chacun d'entre eux ne sera pas optimal pour la conception choisie. Il faut veiller à l'homogénéisation des indices de performances pour avoir des résultats cohérents, plusieurs méthodes sont utilisées à cet effet.

D'après le cahier des charges de robot de télé-échographie présenté paragraphe 1.1, ce robot doit avoir un mouvement sphérique avec une trajectoire de la sonde sans singularité sur l'espace de travail obligatoire. Pour cela, nous retenons les critères de performances cinématiques de manipulabilité et de conditionnement qui traduisent la capacité à se déplacer dans l'espace de travail et la proximité de singularités. Ces critères doivent être optimaux tout en respectant des contraintes de légèreté et de compacité du robot, car il est supporté par le patient. Dans ce but, nous décrivons une nouvelle structure cinématique et mettons en place les différents modèles qui permettront de déterminer les performances cinématiques.

3.4 – Nouvelle structure cinématique de robot de télé-échographie

3.4.1 – Définition du poignet sphérique incliné

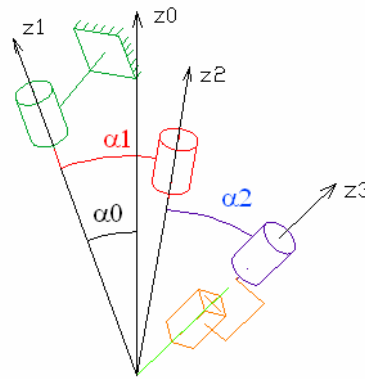


Figure 3.25. Schéma cinématique du poignet sphérique incliné d'un angle α_0 .

La structure du robot que nous proposons, conçue pour obtenir le mouvement de la sonde sur l'espace de travail obligatoire sans singularité est présentée Figure 3.25. Elle possède la structure cinématique du robot Estele à 4 ddl, où la position centrale (direction de la première articulation) est inclinée d'un angle α_0 par rapport à la normale à la peau du patient. Les liaisons R1 et R2 sont à axes concourants. Elles permettent le positionnement et l'orientation de la sonde à l'intérieur d'un espace conique de demi-angle au sommet ($\alpha_1 + \alpha_2$). La liaison pivot R3 permet la rotation de la sonde autour de son axe propre. La liaison prismatique P4

permet d'exercer la force de contact entre la sonde et la peau du patient.

Nous allons déterminer les modèles géométriques direct et inverse et cinématiques afin de calculer les indices de performances de cette structure cinématique

3.4.2 - Modèle géométrique direct

Pour la description géométrique, nous utilisons les paramètres de Denavit Hartenberg modifiés [Khalil, 86] avec les notations de B. Bayle [Bayle, 01], présentés Figure 3.26. Nous choisissons le paramétrage $\{d_{i-1}, \alpha_{i-1}, r_i, \theta_i\}$ pour caractériser la position du corps (i) par rapport au corps (i-1), car il permet de séparer la description du corps de celle de la liaison [Dequidt, 03]. Dans notre cas de figure, $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ et r_4 sont les paramètres articulaires, alors que α_0, α_1 et α_2 sont les paramètres de conception caractéristiques de la structure cinématique.

σ_i	d_{i-1}	r_i	α_{i-1}	θ_i
0	0	0	α_0	θ_1
0	0	0	α_1	θ_2
0	0	0	α_2	θ_3
1	0	r_4	0	0

Figure 3.26. Tableau des paramètres de Denavit Hartenberg modifiés.

On détermine les matrices de transformation homogène ${}^{i-1}T_i$ qui permettent de passer d'un repère $R_{i-1} = (O_{i-1}, x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1})$ à un repère $R_i = (O_i, x_i, y_i, z_i)$. La matrice de tranformation homogène est constituée de la matrice de rotation ${}^{i-1}R_i$ et des coordonnées du vecteur $\vec{O_{i-1}O_i}$ notées ${}^{i-1}p_i$:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} {}^{i-1}R_i & {}^{i-1}p_i \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.55)$$

Si on développe les éléments de cette matrice, nous obtenons :

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & d_{i-1} \\ c\alpha_{i-1}s\theta_i & c\alpha_{i-1}c\theta_i & -s\alpha_{i-1} & -r_i s\alpha_{i-1} \\ s\alpha_{i-1}s\theta_i & s\alpha_{i-1}c\theta_i & c\alpha_{i-1} & r_i c\alpha_{i-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.56)$$

$s\theta$ et $c\theta$ représentent respectivement $\sin(\theta)$ et $\cos(\theta)$.

Pour obtenir la matrice de transformation 0T_4 qui permet de passer du repère R_0 au repère R_4 , on effectue le produit des matrices de transformations ${}^0T_4 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4$. Elle est de la forme:

$${}^0T_4 = \begin{bmatrix} s_x & n_x & a_x & p_x \\ s_y & n_y & a_y & p_y \\ s_z & n_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.57)$$

avec

$$\begin{aligned}
s_x &= (c\theta_1 c\theta_2 - s\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2) c\theta_3 - (c\theta_1 s\theta_2 + s\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2) c\alpha_2 s\theta_3 + s\alpha_1 s\theta_1 s\alpha_2 s\theta_3 \\
s_y &= (c\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2) c\theta_3 + (-c\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) \\
&\quad c\alpha_2 s\theta_3 - (c\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + s\alpha_0 c\alpha_1) s\alpha_2 s\theta_3 \\
s_z &= (s\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2) c\theta_3 + (-s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) c\alpha_2 s\theta_3 \\
&\quad + (-s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1) s\alpha_2 s\theta_3 \\
n_x &= -(c\theta_1 c\theta_2 - s\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2) s\theta_3 - (c\theta_1 s\theta_2 + s\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2) c\alpha_2 c\theta_3 + s\alpha_1 s\theta_1 s\alpha_2 c\theta_3 \\
n_y &= -(c\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2) s\theta_3 + (-c\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) c\alpha_2 c\theta_3 \\
&\quad - (c\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + s\alpha_0 c\alpha_1) s\alpha_2 c\theta_3 \\
n_z &= -(s\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2) s\theta_3 + (-s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) c\alpha_2 c\theta_3 \\
&\quad + (-s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1) s\alpha_2 c\theta_3 \\
a_x &= (c\theta_1 s\theta_2 + s\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2) s\alpha_2 + s\alpha_1 s\theta_1 c\alpha_2 \\
a_y &= -(-c\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) s\alpha_2 - (c\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + s\alpha_0 c\alpha_1) c\alpha_2 \\
a_z &= -(-s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) s\alpha_2 + (-s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1) c\alpha_2 \\
p_x &= (c\theta_1 s\theta_2 + s\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2) r_4 s\alpha_2 + s\alpha_1 s\theta_1 r_4 c\alpha_2 \\
p_y &= -(-c\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) r_4 s\alpha_2 - (c\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + s\alpha_0 c\alpha_1) r_4 c\alpha_2 \\
p_z &= -(-s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2) r_4 s\alpha_2 - (s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1) r_4 c\alpha_2
\end{aligned}$$

3.4.3 - Détermination des angles d'Euler

On considère les angles d'Euler : nutation ψ , précession θ et rotation propre φ .
Si X , Y et Z sont les axes physiques de la sonde qui coïncident initialement avec R_0 et finalement avec R_4 , les transformations pour aller de R_0 vers R_4 sont les rotations successives $R(Z, \psi)$ puis $R(X, \theta)$ et $R(Z, \varphi)$. La matrice de rotation qui permet de passer de R_0 à R_4 s'écrit alors :

$${}^0A_4 = \begin{bmatrix} c\psi c\varphi - s\psi c\theta s\varphi & -c\psi s\varphi - s\psi c\theta c\varphi & s\theta s\psi \\ s\psi c\varphi + c\psi c\theta s\varphi & -s\psi s\varphi + c\psi c\theta c\varphi & -s\theta c\psi \\ s\theta s\varphi & s\theta c\varphi & c\theta \end{bmatrix} \quad (3.58)$$

On identifie la matrice 0A_4 au bloc rotation de la matrice 0T_4 , ce qui permet d'écrire :

$$c\theta = a_z \quad (3.59)$$

$$\text{soit } \theta = \pm \text{Arc cos}(a_z) \quad (3.60)$$

pour calculer φ ,

$$s\varphi = \frac{s_z}{s\theta} \quad (3.61)$$

$$c\varphi = \frac{n_z}{s\theta} \quad (3.62)$$

$$\text{ce qui fait que } \varphi = \text{ATAN2}\left(\frac{s_z}{s\theta}, \frac{n_z}{s\theta}\right) \quad (3.63)$$

par la même méthode, on détermine ψ

$$s\psi = \frac{a_x}{s\theta} \quad (3.64)$$

$$c\psi = -\frac{a_y}{s\theta} \quad (3.65)$$

$$\text{ce qui fait que } \psi = \text{ATAN2}\left(\frac{a_x}{s\theta}, -\frac{a_y}{s\theta}\right) \quad (3.66)$$

L'ensemble des solutions est : $\theta_1 = \text{Arccos}(a_z)$, ϕ_1 , ψ_1 ou $\theta_2 = -\text{Arccos}(a_z)$, $\phi_1 + \pi$, $\psi_1 + \pi$.

3.4.4 - Modèle géométrique inverse

On détermine tout d'abord θ_2 . On additionne l'équation (3.59) multipliée par $(c\alpha_0)$ et l'équation (3.65) multipliée par $(s\alpha_0)$ et on obtient :

$$c\alpha_0 c\theta + s\alpha_0 c\psi s\theta = -s\alpha_1 c\theta_2 s\alpha_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \quad (3.67)$$

soit

$$c\theta_2 = \frac{c\alpha_0 c\theta + s\alpha_0 c\psi s\theta - c\alpha_1 c\alpha_2}{-s\alpha_1 s\alpha_2} \quad (3.68)$$

On calcule ensuite θ_1 . La première équation est obtenue en additionnant l'équation (3.59) multipliée par $(s\alpha_0)$ et l'équation (3.65) multipliée par $(-c\alpha_0)$. En prenant l'équation (3.64), on obtient le système suivant que l'on résout comme un système de Cramer :

$$\begin{cases} -(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2) c\theta_1 + s\alpha_2 s\theta_2 s\theta_1 = s\alpha_0 c\theta - c\alpha_0 c\psi s\theta \\ s\alpha_2 s\theta_2 c\theta_1 + (c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2) s\theta_1 = s\psi s\theta \end{cases} \quad (3.69)$$

$$\Delta = -(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2)^2 - (s\alpha_2 s\theta_2)^2 \quad (3.70)$$

$$\begin{cases} c\theta_1 = \frac{1}{\Delta} [(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2)(s\alpha_0 c\theta - c\alpha_0 c\psi s\theta) - s\alpha_2 s\theta_2 (s\psi s\theta)] \\ s\theta_1 = \frac{1}{\Delta} [-(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2)(s\psi s\theta) - s\alpha_2 s\theta_2 (s\alpha_0 c\theta - c\alpha_0 c\psi s\theta)] \end{cases} \quad (3.71)$$

$$\theta_1 = \text{ATAN2}(s\theta_1, c\theta_1) \quad (3.72)$$

Par la méthode précédente, on trouve θ_3 . Le système d'équations obtenu en utilisant les équations (3.61) et (3.62) est tel que :

$$\begin{cases} c\phi s\theta c\theta_3 + s\phi s\theta s\theta_3 = B_3 c\alpha_2 + C_3 s\alpha_2 = X \\ s\phi s\theta c\theta_3 - c\phi s\theta s\theta_3 = A_3 = Y \end{cases} \quad (3.73)$$

$$A_3 = s\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2 \quad (3.74)$$

$$B_3 = -s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2 \quad (3.75)$$

$$C_3 = -s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1 \quad (3.76)$$

$$c\theta_3 = \frac{c\varphi X + s\varphi Y}{s\theta} \quad (3.77)$$

$$s\theta_3 = \frac{s\varphi X - c\varphi Y}{s\theta} \quad (3.78)$$

$$\theta_3 = \text{ATAN2}(s\theta_3, c\theta_3) \quad (3.79)$$

3.4.5 - Modèle cinématique

Ce modèle permet de déterminer la relation entre la vitesse de la sonde liée au repère 4 et les vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}} = (\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3, \dot{r}_4)$, [Khalil,99].

Les vecteurs vitesses de rotations sont tels que :

$$\vec{\Omega}_{(1/0)} = \dot{\theta}_1 \vec{z}_1 \quad \vec{\Omega}_{(2/1)} = \dot{\theta}_2 \vec{z}_2 \quad \vec{\Omega}_{(3/2)} = \dot{\theta}_3 \vec{z}_3 \quad \vec{\Omega}_{(4/3)} = \vec{0}$$

La loi de composition des vitesses s'écrit :

$$\vec{\Omega}_{(4/0)} = \vec{\Omega}_{(4/3)} + \vec{\Omega}_{(3/2)} + \vec{\Omega}_{(2/1)} + \vec{\Omega}_{(1/0)} \quad (3.80)$$

Le vecteur vitesse de rotation $\vec{\omega}_4$ du corps 4 par rapport à 0 est donc de la forme :

$$\vec{\omega}_4 = \dot{\theta}_1 \vec{z}_1 + \dot{\theta}_2 \vec{z}_2 + \dot{\theta}_3 \vec{z}_3 \quad (3.81)$$

Les origines des repères O_1, O_2, O_3 sont confondues, on a : $\vec{O_1O_4} = \vec{O_2O_4} = \vec{O_3O_4} = r_4 \vec{z}_4$

D'après la loi de composition des vitesses, la vitesse du point O_4 par rapport au repère R_0

$$\text{s'écrit : } \vec{V}(O_4, R_4/R_0) = \vec{V}(O_4, R_4/R_3) + \vec{V}(O_4, R_3/R_0) \quad (3.82)$$

Avec $\vec{V}(O_4, R_4/R_3) = \dot{r}_4 \vec{z}_4$ et

$$\vec{V}(O_4, R_3/R_0) = \vec{V}(O_3, R_3/R_0) + \vec{O_4O_3} \times \vec{\Omega}_{(3/0)} = -r_4 \vec{z}_4 \times (\dot{\theta}_1 \vec{z}_1 + \dot{\theta}_2 \vec{z}_2 + \dot{\theta}_3 \vec{z}_3) \quad (3.83)$$

$$\vec{V}(O_4, R_3/R_0) = r_4 \dot{\theta}_1 \vec{z}_1 \times \vec{z}_4 + r_4 \dot{\theta}_2 \vec{z}_2 \times \vec{z}_4 + r_4 \dot{\theta}_3 \vec{z}_3 \times \vec{z}_4 \quad (3.84)$$

on obtient donc :

$$\vec{V}(O_4, R_4/R_0) = r_4 \vec{z}_1 \times \vec{z}_4 \dot{\theta}_1 + r_4 \vec{z}_2 \times \vec{z}_4 \dot{\theta}_2 + r_4 \vec{z}_3 \times \vec{z}_4 \dot{\theta}_3 + \dot{r}_4 \vec{z}_4 \quad (3.85)$$

La matrice jacobienne J telle que $J \dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \vec{\omega}_4 \\ \vec{V}(O_4) \end{bmatrix}$ a alors la forme suivante :

$$J = \begin{bmatrix} z_1 & z_2 & z_3 & 0_{3 \times 1} \\ r_4 z_1 \times z_4 & r_4 z_2 \times z_4 & r_4 z_3 \times z_4 & z_4 \end{bmatrix} \quad (3.86)$$

$$\text{La matrice jacobienne est de la forme } J = \begin{bmatrix} A & 0_{3 \times 1} \\ B & C \end{bmatrix} \quad (3.87)$$

avec :

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & s\alpha_2 s\theta_2 \\ 0 & -s\alpha_1 & -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ 1 & c\alpha_1 & -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{bmatrix}_{R_1}$$

$$B = \begin{bmatrix} r_4 (c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2) & r_4 s\alpha_2 c\theta_2 & 0 \\ r_4 s\alpha_2 s\theta_2 & r_4 s\alpha_2 c\alpha_1 s\theta_2 & 0 \\ 0 & r_4 s\alpha_2 s\alpha_1 s\theta_2 & 0 \end{bmatrix}_{R_1}$$

$$C = \begin{bmatrix} s\alpha_2 s\theta_2 \\ -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{bmatrix}_{R_1}$$

Cette matrice n'est pas homogène puisqu'elle comporte des termes sans unité et des termes en unité de longueur. Cela pose un problème lorsque l'on veut calculer des indices de performances basés sur le déterminant de la jacobienne.

Si l'on se réfère aux travaux d'Angeles, [Angeles, 92], [Angeles, 02], on peut homogénéiser la matrice jacobienne en divisant les éléments liés aux vitesses linéaires par une longueur caractéristique L :

$$J_h = \begin{bmatrix} A & 0_{3 \times 1} \\ B/L & C \end{bmatrix} \quad (3.88)$$

On cherche la valeur L qui rend le poignet isotrope tel que :

$$J_h J_h^T = \sigma^2 I \quad (3.89)$$

I est la matrice identité. Les équations conduisent à $(\frac{r_4}{L} s\alpha_1 s\alpha_2 = 0)$, hors α_1 et α_2 sont

différents de zéro ce qui conduit à une valeur L infinie pour faire tendre $\frac{r_4}{L}$ vers zéro.

3.4.6 - Réduction de la jacobienne J à la matrice rotation

Notre jacobienne n'est pas une matrice carrée, le système est donc sous-déterminé. Le robot ne peut gérer indépendamment les 6 mobilités dans l'espace de travail, mais ce n'est pas le but recherché, nous désirons pouvoir gérer indépendamment au moins les trois rotations et une translation suivant l'axe de la sonde. Celle-ci ne sert pas à mettre en position le robot mais à exercer un effort de contact entre la sonde et le patient. Nous ne considérerons pas cette mobilité dans l'étude cinématique et nous réduirons l'étude de la jacobienne J à la matrice rotation J_ω .

$$J_{\omega} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & s\alpha_2 s\theta_2 \\ 0 & -s\alpha_1 & -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ 1 & c\alpha_1 & -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{bmatrix}_{R_1} \quad (3.90)$$

3.4.7 - Singularités sur les rotations

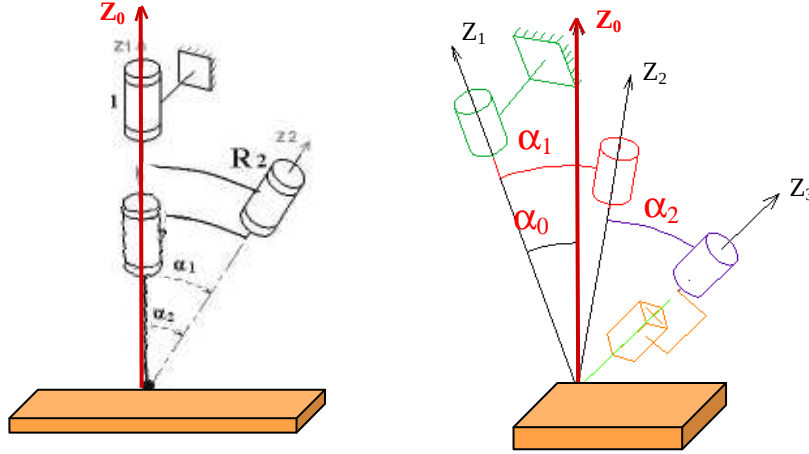


Figure 3.27. Schémas cinématiques du poignet sphérique en position singulière centrale et du poignet sphérique incliné d'un angle α_0 par rapport à la normale à la peau z_0 .

Les positions singulières du robot sont obtenues par les positions articulaires qui annulent le déterminant de la jacobienne : $w = \det(J_{\omega}) = s\alpha_1 s\alpha_2 s\theta_2$ (3.91)

soit pour les valeurs $\theta_2 = 0$ ou $\theta_2 = \pi$ radians. La singularité périphérique ($\theta_2 = \pi$) peut être évitée par la position des butées articulaires. Par contre, la singularité centrale ($\theta_2 = 0$) est plus contraignante. Pour les robots Teresa et Otelo, cette position est souvent utilisée par le praticien car elle est obtenue quand la sonde est normale à la peau. En orientant le poignet sphérique avec un angle α_0 par rapport à l'axe z_0 , direction de la normale à la peau du patient, la singularité se trouve alors lorsque les axes z_1 et z_3 sont alignés et inclinés de α_0 par rapport à z_0 , Figure 3.27.

Cette position est moins gênante pour la réalisation de l'examen échographique car la sonde est plus rarement dans cette position.

Si on souhaite un angle d'inclinaison de la sonde de 35° pour l'espace de travail obligatoire et si on fixe $\alpha_0 = 45^\circ$, on déplace la singularité en dehors de l'espace de travail.

Le but de notre étude est de déterminer les valeurs optimales des angles d'inclinaison caractéristiques du robot : α_0 , α_1 et α_2 . L'optimisation des paramètres géométriques est réalisée afin d'améliorer la performance cinématique du robot à proximité des configurations singulières, pour avoir un meilleur suivi du geste médical lorsque la sonde est normale à la peau. Avant d'optimiser la structure proposée, nous allons tout d'abord vérifier si les performances cinématiques de celle-ci sont meilleures que celles des robots Teresa et Otelo.

3.5 – Validation de la structure

Effectuer la synthèse d'une structure à partir d'une fonction comportementale désirée permet d'automatiser la conception : fonction $\rightarrow$ synthèse $\rightarrow$ structure.

Pour concevoir un mécanisme, on utilise souvent le processus inverse appelé processus d'analyse : structure $\rightarrow$ simulation $\rightarrow$ fonction.

Le but de l'analyse est de valider l'adéquation d'une solution par rapport au cahier des charges. Il est fréquent de partir d'une solution existante, de la modifier pour l'adapter au nouveau besoin. Nous faisons une analyse pour voir si la nouvelle structure cinématique proposée améliore les performances du robot.

Nous rappelons tout d'abord les contraintes de conception définies par le cahier des charges, afin de déterminer les valeurs des paramètres de conception de la structure Estele 2. Nous comparons ensuite les performances cinématiques avec les indices locaux de manipulabilité et de conditionnement de la structure proposée avec celles des prototypes Teresa et Otelo.

3.5.1 – Contraintes de conception

D'après le cahier des charges du robot de télé-échographie et les spécifications du mouvement de la sonde présentés paragraphe 3.1., les frontières de l'espace de travail souhaité w_s vérifient $\theta = 60^\circ$ et ceux de l'espace de travail obligatoire $\theta_n = 35^\circ$. De plus, le robot ne doit pas dépasser l'angle de sécurité de $\theta_s = 75^\circ$ pour que la sonde ne rentre pas en collision avec le patient. Les paramètres de conception α_0 angle d'inclinaison du poignet sphérique, α_1 , α_2 angles entre les liaisons rotoïdes doivent respecter ces contraintes du cahier des charges.

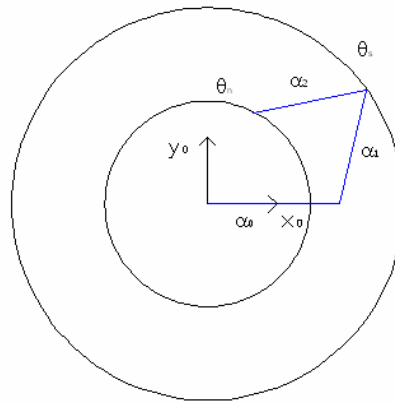


Figure 3.28. Vue dans le plan (x_0, y_0) du poignet sphérique incliné.

La relation que doivent vérifier les paramètres géométriques pour respecter la contrainte d'espace de travail, Figure 3.28 est la suivante :

$$\alpha_1 + \alpha_2 - \alpha_0 \geq \theta_n \quad (3.92)$$

Pour valider la contrainte de sécurité, le paramètre géométrique α_2 doit vérifier l'inégalité :

$$\alpha_2 + \theta_n \leq \theta_s \quad (3.93)$$

Si l'on ne veut pas de singularité dans l'espace de travail obligatoire, il faudra respecter :

$$\alpha_2 \geq \theta_n \quad (3.94)$$

On définit les paramètres de conception d'Estele 2 pour les valeurs limites des inéquations ci-dessus. Si les angles entre chaque liaison rotoïde sont identiques ($\alpha_1 = \alpha_2$), on obtient alors les paramètres géométriques d'Estele 2 : $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$.

3.5.2 - Manipulabilité

Nous avons tout d'abord voulu comparer la manipulabilité des prototypes suivants :

- Teresa ($\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 22,5^\circ$),
- Otelo ($\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 30^\circ$),
- Estele 2 ($\alpha_0 = 45^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$).

La manipulabilité du poignet sphérique décalé Estele 2 est définie par la relation :

$$w = \det(J_\omega) = s\alpha_1 s\alpha_2 s\theta_2 \quad (3.95)$$

La posture optimale est obtenue pour $\theta_2 = \frac{\pi}{2}$, la conception optimale pour $\alpha_1 = \frac{\pi}{2}$ et pour $\alpha_2 = \frac{\pi}{2}$.

Nous ne pouvons pas concevoir le robot avec de tels angles car le robot rentrerait en collision avec le patient.

Lorsque l'on analyse la manipulabilité w en fonction de θ_2 , Figure 3.29, on remarque que Estele 2 ($\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$) a une manipulabilité supérieure à celle d'Otelo ($\alpha_1 = \alpha_2 = 30^\circ$) et de Teresa ($\alpha_1 = \alpha_2 = 22,5^\circ$). La valeur maximale de cette manipulabilité est environ trois fois plus grande que celle de Teresa.

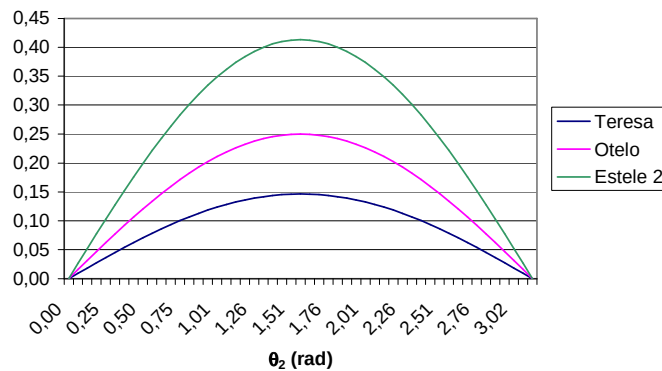


Figure 3.29. Courbe de la manipulabilité des robots Teresa, Otelo et Estele 2.

La manipulabilité atteint une valeur maximale de 0,4 valeur proche de la valeur limite subjective de 0,5 donnée par Paul [Paul, 83] pour que le poignet sphérique ne soit pas « dégénéré », c'est à dire quand les vitesses articulaires sont doubles de leurs valeurs minimales.

La performance de manipulabilité est améliorée avec la structure d'Estele 2. Nous allons alors déterminer le conditionnement pour voir si Estele 2 est également plus performant que les autres prototypes selon cet indice.

3.5.3 - Nombre de conditionnement

Pour calculer le nombre de conditionnement, on recherche les valeurs propres du produit $J_{\omega}^T J_{\omega}$.

$$J_{\omega}^T J_{\omega} = \begin{bmatrix} 1 & c\alpha_1 & Y \\ c\alpha_1 & 1 & c\alpha_2 \\ Y & c\alpha_2 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{avec } Y = -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \quad (3.96)$$

L'équation $\det(J_{\omega}^T J_{\omega} - \sigma^2 I) = 0$ conduit à l'équation du troisième degré :

$$X^3 - (c\alpha_1^2 + c\alpha_2^2 + Y^2)X + 2c\alpha_1 c\alpha_2 Y = 0 \quad (3.97)$$

Avec $X = 1 - \sigma^2$

Dans notre cas, $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha$ l'équation devient :

$$X^3 - (2c\alpha^2 + Y^2)X + 2c\alpha^2 Y = 0 \quad (3.98)$$

On en déduit les valeurs singulières suivantes :

$$\sigma_1^2 = 1 - Y = 1 - (-s\alpha^2 c\theta_2 + c\alpha^2)$$

$$\sigma_2^2 = 1 + \frac{Y + \sqrt{Y^2 + 8c\alpha^2}}{2}$$

$$\sigma_3^2 = 1 + \frac{Y - \sqrt{Y^2 + 8c\alpha^2}}{2}$$

L'analyse des valeurs singulières en fonction de θ_2 , Figure 3.30 nous permet de constater que σ_2 est la valeur maximale et que la valeur minimale dépend de $\cos(\theta_2)$.

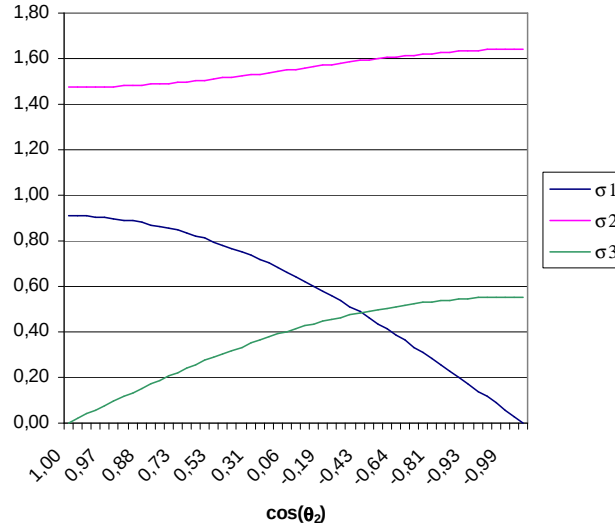


Figure 3.30. Courbes des valeurs singulières en fonction de $\cos(\theta_2)$.

L'indice de conditionnement est tel que : $\kappa(J) = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}}$

$$\text{Si : } \cos \theta_2 \leq -\frac{c\alpha}{1+c\alpha} \quad \kappa(J) = \frac{2+Y+\sqrt{Y^2+8c\alpha^2}}{2\sqrt{Y-c(2\alpha)}} \quad (3.99)$$

$$\text{Si : } \cos \theta_2 \geq -\frac{c\alpha}{1+c\alpha} \quad \kappa(J) = \sqrt{\frac{2+Y+\sqrt{Y^2+8c\alpha^2}}{2(1-Y)}} \quad (3.100)$$

La courbe de l'indice de conditionnement $\kappa(J)$ pour les robots Teresa, Otelo2 et Estele 2 en fonction de θ_2 est présentée Figure 3.31.

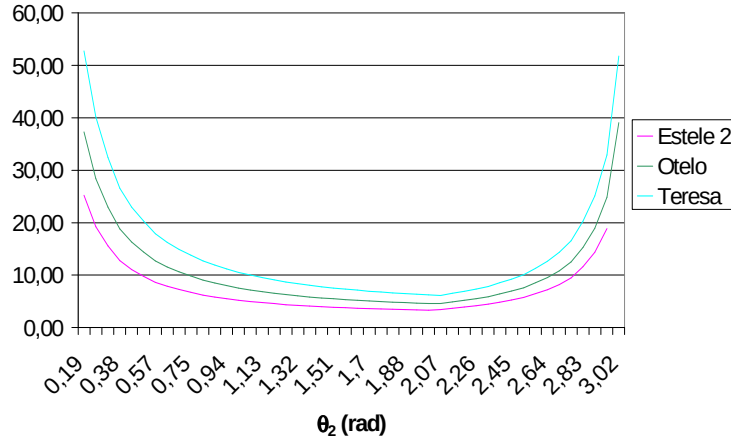


Figure 3.31. Courbe du nombre de conditionnement en fonction de θ_2 pour les robots Teresa, Otelo et Estele 2.

La valeur minimale de l'indice de conditionnement est atteinte pour $\theta_2 = 2,01$ rad, ce qui correspond à la position telle que : $\cos \theta_2 = -\frac{c\alpha}{1+c\alpha}$.

L'indice de conditionnement tend vers l'infini aux singularités. Il reste élevé, 6,12 pour Teresa, 4,57 pour Otelo et 3,3 pour Estele 2.

On peut dire que Estele 2 est plus performant que Otelo et encore plus que Teresa, selon l'indice de conditionnement. Il se rapproche de la valeur de 1 qui est obtenue pour $\alpha = 90^\circ$, mais que nous ne pouvons pas utiliser pour respecter notre valeur d'angle de sécurité de 75° .

Nous pouvons donc conclure, après cette phase d'analyse que le robot Estele 2 a de meilleurs indices de performances cinématiques que les prototypes Teresa et Otelo. On peut donc effectuer une synthèse dimensionnelle afin de déterminer les paramètres géométriques pour obtenir la conception optimale de la nouvelle structure cinématique proposée.

Conclusion

Après avoir présenté le cahier des charges d'un robot de télé-échographie et les différents prototypes initialement réalisés au laboratoire, nous avons détaillé les diverses conceptions possibles de poignets sphériques. Nous avons montré que la conception de poignet sphérique série 3R était la moins complexe, donc la plus adaptée pour une conception de robot de télé-échographie. La singularité centrale de cette structure est cependant gênante, car cette position est souvent prise par le médecin. Nous avons alors proposé une nouvelle structure qui permet de rejeter cette singularité aux frontières de l'espace de travail. Puis, nous avons validé ce concept de poignet sphérique incliné avec les valeurs de paramètres de conception d'Estele 2, selon deux critères cinématiques : la manipulabilité et le nombre de conditionnement en respectant les contraintes du cahier des charges de l'espace de travail obligatoire et de sécurité. Nous avons utilisé un processus d'analyse pour valider le concept du poignet sphérique incliné. Nous allons réaliser une synthèse dimensionnelle à l'aide de méthodes d'optimisation pour déterminer les paramètres de conception optimaux du robot de télé-échographie.

Chapitre 4

Optimisation dimensionnelle du poignet sphérique incliné

Résumé

Après avoir validé la structure de type poignet sphérique incliné pour une version nouvelle d'un robot de télé-échographie appelé Estele 2, ce chapitre porte sur l'optimisation dimensionnelle de la dite structure. Dans un premier temps les méthodes d'optimisation existantes sont rappelées. Puis, dans un second temps, les méthodes utilisées pour optimiser les systèmes mécaniques sont présentées et plus particulièrement celles employées en robotique. Plusieurs optimisations multi-critères par agrégation des critères (manipulabilité, dextérité et compacité) ou sous contraintes sont alors effectuées. Nous déterminons ainsi un champ de conceptions optimales du poignet sphérique incliné.

4.1 – Les méthodes d'optimisation	p 94
4.1.1 – Les méthodes d'optimisation mono-objectif	p 94
4.1.2 – Les méthodes d'optimisation multi-objectifs	p 96
4.2 – Optimisations des systèmes mécaniques	p 100
4.2.1 – Les méthodes d'optimisation utilisées en ingénierie	p 100
4.2.2 – Les méthodes d'optimisation utilisées en robotique	p 100
4.3 – Optimisations des paramètres géométriques du poignet sphérique α_0 et α_1	
4.3.1 – Optimisation manipulabilité-compacité	p 101
4.3.2 – Optimisation dextérité-compacité	p 110
4.3.3 – Optimisation avec méthode de contraintes	p 113
4.3.4 – Comparaison de la manipulabilité et de la dextérité	p 115
4.4 – Optimisation des paramètres géométriques du poignet sphérique α_0 , α_1 et α_2	p 122
4.4.1 – Dextérité	p 123
4.4.2 – Compacité	p 124
4.4.3 – Optimisation	p 125
Conclusion	p 129

4.1 – Les méthodes d’optimisation

Les méthodes d’optimisation des structures et d’éléments mécaniques ont été présentées dans [Marcelin, 06]. Elles sont classées en deux catégories : les méthodes classiques et les méthodes évolutionnaires. Dans le but de réaliser une optimisation multi-critères, nous allons détailler les méthodes d’optimisation mono-objectif, puis les méthodes multi-objectifs.

4.1.1 - Les méthodes d’optimisation mono-objectif

Les méthodes d’optimisation mono-objectif peuvent être répertoriées en deux catégories : d’une part, celles à caractère déterministe, et d’autre part, celles de nature stochastique qui s’appuient sur des règles d’évolution probabilistes.

4.1.1.1 - Les méthodes déterministes

Les méthodes déterministes nécessitent au préalable une formulation des critères, des contraintes et des propriétés mathématiques précises du système (convexité, dérivabilité...). Elles utilisent les propriétés locales de la fonction objectif en tout point, pour trouver le point suivant. Plusieurs méthodes existent, nous allons présenter les plus classiques.

4.1.1.1.1 - La méthode énumérative

L’espace de recherche de solution est discrétisé. Chaque solution est évaluée. La plus petite valeur est considérée comme le minimum de la fonction.

4.1.1.1.2 – La méthode du gradient

Le gradient de la fonction objectif est utilisé pour déterminer la direction de recherche de l’optimum. Pour minimiser une fonction, le plus simple est de suivre la ligne de plus grande pente de celle-ci, ce qui correspond à sa dérivée dans la situation d’une fonction à une variable, Figure 4.1. Dans le cas d’une fonction à plusieurs variables, cette pente correspond à son gradient.

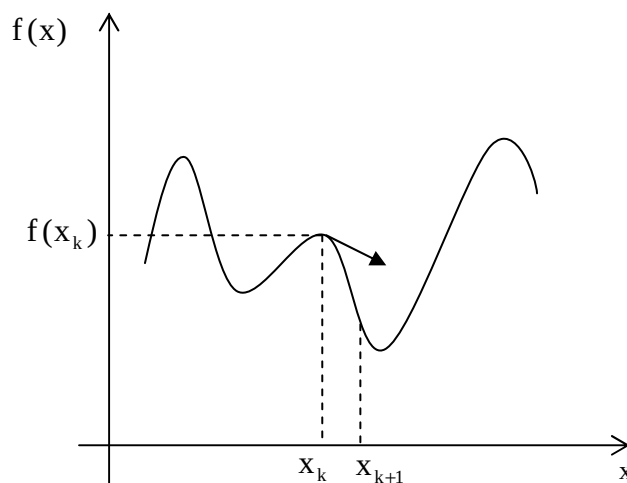


Figure 4.1. Recherche de minimum par la méthode du gradient.

Cette méthode s'exprime de manière analytique par l'équation :

$$x_{k+1} = x_k + p \text{grad}(f(x_k)) \quad (4.1)$$

où p exprime le pas de déplacement (ce qui revient à agir sur la vitesse de l'algorithme). Le choix de p est en général empirique. S'il est trop petit le nombre d'itérations peut-être élevé. S'il est trop grand, les valeurs de la suite risquent d'osciller autour du minimum, sans converger.

Pour certaines méthodes, on calcule les dérivées d'ordre 1 comme la méthode de Newton ou d'ordre plus important, comme la méthode de quasi-Newton.

Il existe d'autres méthodes déterministes comme la méthode du simplexe ou la méthode Tunneling. Les méthodes déterministes présentent des problèmes liés à la présence d'optimums locaux. La convergence est rapide mais pas toujours vers l'optimum global.

4.1.1.2 - Les méthodes stochastiques

Les méthodes stochastiques sont basées sur une évolution probabiliste de la solution au problème posé. Elles ne requièrent pas la vérification d'une formulation, ni de propriété mathématique particulière.

Ces méthodes convergent vers un optimum global mais nécessitent une part importante d'aléatoire dans la recherche d'optimum. C'est pour cela qu'elles convergent plus lentement que les méthodes déterministes. On peut noter les méthodes de Monté Carlo, de recherche Tabou, du recuit simulé ou encore les algorithmes évolutionnaires.

4.1.1.2.1 – L'algorithme du recuit simulé

L'algorithme du recuit simulé mime le recuit physique des solides. Le refroidissement lent d'une substance redistribue l'arrangement des atomes de la matière jusqu'à atteindre un état énergétique stable. Cependant, même à faible température, il peut survenir une transition d'un état énergétique faible vers un état énergétique plus élevé.

Cet algorithme consiste, partant d'une position initiale, à passer aléatoirement à une autre position proche. Si l'objectif a diminué au cours du déplacement, on conserve cette dernière position. Sinon deux cas se présentent : soit on revient à la position précédente, soit on conserve néanmoins cette dernière position.

4.1.1.2.2 – Les algorithmes génétiques

Les algorithmes génétiques sont fondés sur l'existence d'analogies entre un problème d'optimisation et un phénomène naturel : la loi de l'évolution énoncée par Darwin, où seuls les individus les plus forts d'une population survivent par suite de leur meilleure adaptation à leur milieu naturel.

Les algorithmes évolutionnaires, dont les algorithmes génétiques, ont été introduits par Holland et Goldberg [Holland, 75], [Goldberg, 89]. On fait l'analogie entre la solution recherchée et un chromosome. On part d'une population initiale de solutions puis la procédure fait évoluer les individus par sélections, mutations, croisements selon des probabilités arbitrairement définies, et ceci pendant plusieurs générations. On obtient alors une population améliorée du point de vue de la fonction objectif. Ces méthodes sont adaptées aux variables non dimensionnelles. Dans le cadre d'une optimisation multicritères, elles conduisent à une

diversité de solutions. Parmi les inconvénients majeurs des algorithmes génétiques, on peut noter : la convergence lente, la difficulté du choix des probabilités et l'absence de preuve de convergence vers un optimum.

4.1.2 – Les méthodes d'optimisation multi-objectifs

Les problèmes d'optimisation issus de problématiques réelles sont la plupart du temps de nature multi-objectifs, car plusieurs critères qui sont parfois contradictoires, sont à considérer simultanément. Dans ce contexte la solution recherchée n'est pas une solution unique mais un ensemble de solutions représentant les différents compromis possibles, c'est la notion de front de Pareto.

4.1.2.1 – Définition du front de Pareto

Le concept d'optimum de Pareto a été introduit par Wilfried Pareto dans son 'Manuel d'économie politique'. Il indique que 'la meilleure distribution des ressources dans un groupe n'est pas atteinte tant qu'il est possible d'améliorer le ressenti d'un individu quant à sa situation tout en maintenant le ressenti des autres individus quant à leur propre situation'. Il existe donc un équilibre, appelé front (ou frontière) de Pareto, pour lequel on ne peut pas améliorer une solution pour un objectif donné sans détériorer au moins un des autres objectifs. Le front de Pareto optimal définit l'ensemble des compromis optimaux entre les différents objectifs. La Figure 4.2 présente le front de Pareto pour la maximisation des objectifs f_1 et f_2 .

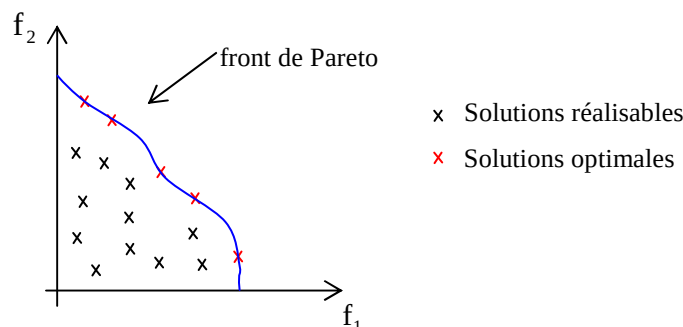


Figure 4.2. *Front de Pareto.*

Le but d'une optimisation multi-objectifs est de trouver le front de Pareto optimal. Plusieurs méthodes d'optimisation multi-objectifs ont été développées. Les premières méthodes présentées sont basées sur l'utilisation de techniques mono-objectif existantes. Les autres méthodes s'appuient sur les algorithmes évolutionnaires.

4.1.2.2 – Techniques par transformation en approche mono-objectif

Ces techniques consistent à transformer un problème multi-objectifs en une succession de problèmes mono-objectif.

4.1.2.2.1 – Approche par contraintes

Cette méthode est appelée méthode de Marglin. Elle consiste à prendre un critère comme fonction objectif et transformer les autres en contraintes d'inégalité. Pour cela, un ordre d'importance sur les critères peut être donné. Il s'agit alors d'optimiser un objectif sans dégrader les valeurs déjà obtenues pour les objectifs prioritaires. On minimise la fonction

objectif choisie sous contraintes des valeurs minimales pour les autres objectifs. La méthode peut être formulée de la façon suivante :

$$S = \text{Min}(f_i(x)) \text{ tel que } f_j(x) \leq c_j \text{ pour } j \neq i \quad (4.2)$$

$f_i(x)$ est la fonction choisie à minimiser,

$f_j(x)$ sont les fonctions objectifs transformées en contraintes,

c_j sont les limites souhaitées pour les objectifs $f_j(x)$.

On obtient plusieurs points sur le front de Pareto en faisant varier les contraintes c_j , Figure 4.3.

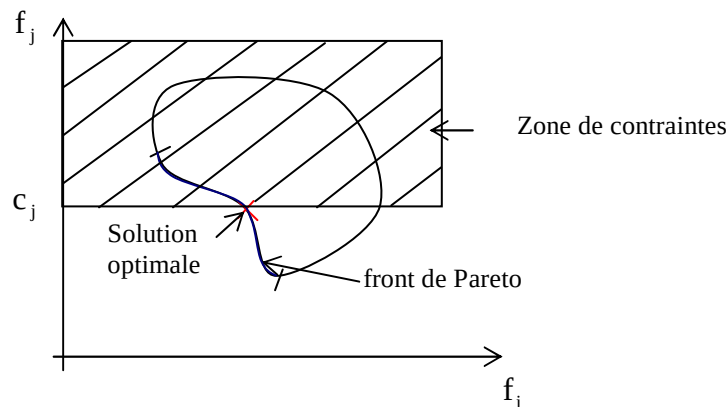


Figure 4.3. Approche par contraintes.

L'inconvénient de cette méthode est qu'il faut bien connaître le domaine pour fixer les contraintes. Sinon, il faut faire un grand nombre d'optimisations pour avoir le front de Pareto en faisant varier les contraintes.

4.1.2.2.2 – Approche par agrégation des objectifs

Une autre approche appelée méthode de pondération consiste en l'optimisation d'une agrégation linéaire des objectifs, chacun pouvant avoir un poids représentant son importance. L'agrégation des objectifs est le plus souvent réalisée à l'aide d'une somme pondérée des objectifs. La fonction obtenue par agrégation des objectifs f à optimiser peut s'écrire :

$$f = \frac{\sum_i \omega_i f_i}{\sum_i \omega_i} \quad (4.3)$$

avec ω_i poids représentant l'importance de la fonction f_i

Les poids sont fixés à partir de l'importance des critères définis par le problème posé.

Pour obtenir plusieurs points sur le front de Pareto, on fait varier les poids de pondération ω_i des objectifs, Figure 4.4.

Cette approche est couramment utilisée car elle est facile à mettre en œuvre. De plus, pour réaliser l'optimisation, on peut utiliser toutes les méthodes d'optimisation déterministes et stochastiques.

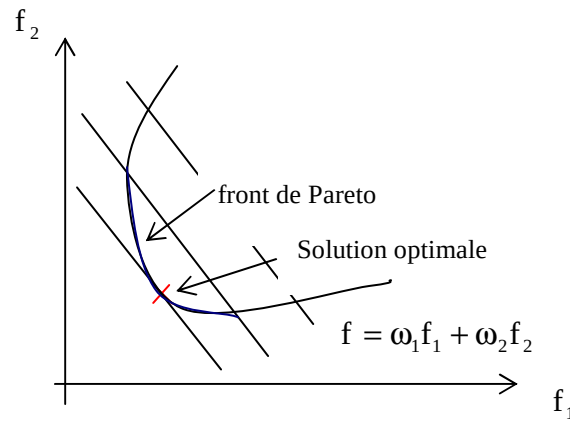


Figure 4.4. Approche par agrégation des objectifs.

4.1.2.2.3 – Approche par Goal-Programming

La méthode par Goal-Programming est une méthode associant les deux précédentes. Le concepteur définit un but à atteindre T_i pour chacun des objectifs. Les buts sont considérés comme des contraintes supplémentaires. La fonction à minimiser est de la forme suivante :

$$f = \left(\sum_i \omega_i |f_i(x) - T_i|^p \right)^{1/p} \quad (4.4)$$

Cette méthode possède les mêmes inconvénients que les précédentes. Le choix de la solution dépend des buts choisis par le concepteur.

Lorsque l'on se trouve dans un réel contexte multi-critères, il n'est pas toujours possible de trouver un ordre d'importance sur les critères. Il est alors nécessaire de rechercher les solutions de meilleur compromis entre les objectifs.

4.1.2.3 - Techniques utilisant une véritable approche multi-objectifs

Dans ce contexte, la solution recherchée n'est pas une solution unique mais un ensemble de solutions représentant les différents compromis possibles. La comparaison de solutions produites par différents algorithmes n'est pas aisée car il faut comparer différents ensembles de solutions.

La résolution de problèmes multi-objectifs peut être divisée en deux phases :

- La recherche des solutions de meilleur compromis : c'est la phase d'optimisation multi-objectifs ;
- La phase de décision conduit au choix de la solution à retenir. Le décideur doit extraire la solution qu'il préfère utiliser. Cette phase fait appel à la théorie de la décision.

La phase d'optimisation multi-objectifs peut être réalisée à l'aide de différentes méthodes qui utilisent ou n'utilisent pas les notions de fronts de Pareto.

4.1.2.3.1 - L'algorithme VEGA

L'algorithme VEGA (Vector Evaluated Genetic Algorithm) est un algorithme génétique mono-objectif étendu aux problèmes multi-objectifs. La population de n individus est découpée en sous populations de n/p individus, p étant le nombre d'objectifs. Les individus de

la population ne sont évalués que selon un seul objectif. Par la suite, les sous populations sont rassemblées et modifiées par les opérations génétiques tels que croisement, mutation... Cette méthode est souvent utilisée mais elle est proche d'une méthode mono-objectif car la sous population est adaptée à un seul objectif.

4.1.2.3.2 - La méthode lexicographique

Dans cette méthode une optimisation en cascade est effectuée après classement des objectifs par le concepteur. L'inconvénient de cette méthode est que les objectifs classés en premier influencent beaucoup le résultat de l'optimisation.

4.1.2.3.3 - Les méthodes génétiques Pareto

Ces méthodes permettent de traiter simultanément tous les objectifs d'un problème en utilisant la notion de domination dans le processus de sélection des algorithmes génétiques. La notion de domination est définie de la façon suivante :

La solution x_1 domine la solution x_2 si :

$$\exists i, f_i(x_1) < f_i(x_2) \text{ et } \forall i \neq j, f_j(x_1) \leq f_j(x_2) \quad (4.5)$$

i et j étant les objectifs du problème.

On peut établir plusieurs fronts de Pareto en fonction du degré de domination des solutions qui donne un rang.

Les opérateurs génétiques classiques assurent la convergence vers le front de Pareto optimal. Le principe de domination de solutions permet de sélectionner par un classement appelé 'ranking'. Plusieurs algorithmes ont été développés : NSGA, NSGAI, SPEA, MOGA...

4.1.2.4 - Choix de la méthode d'aide à la décision

Pour résoudre un problème multi-objectif menant à la détermination d'un ensemble de solutions Pareto, il est nécessaire de faire intervenir le concepteur pour le choix final de la solution. Avant de se lancer dans la résolution d'un problème multi-objectif, il faut se poser la question du type de méthode d'optimisation à utiliser, en fonction du moment où intervient le concepteur. Selon [Dhaenens-Flipo, 05], les méthodes d'optimisation peuvent être classées en trois catégories.

4.1.2.4.1 - Les méthodes d'optimisation a priori

Le compromis que l'on désire faire entre les objectifs est défini avant l'exécution de la méthode d'optimisation. Ainsi, une seule exécution permet d'obtenir la solution recherchée. C'est une approche rapide. Par contre, si le concepteur n'est pas satisfait de la solution trouvée, il faut relancer la recherche avec un autre compromis.

4.1.2.4.2 - Les méthodes d'optimisation progressives

Le décideur intervient dans le processus de recherche de solutions en répondant à différentes questions afin d'orienter la recherche. Cette approche permet donc de bien prendre en compte les préférences du décideur, mais nécessite sa présence tout au long du processus de recherche.

4.1.2.4.3 - Les méthodes d'optimisation a posteriori

On cherche à fournir au décideur un ensemble de bonnes solutions bien réparties. Il sélectionne celle qui lui semble la plus appropriée. Ainsi, il n'est plus nécessaire de modéliser les préférences du décideur, mais il faut fournir un ensemble de solutions bien réparties. Les méthodes d'optimisations multi-critères citées précédemment sont dans cette catégorie d'optimisation, car elles permettent d'obtenir le front de Pareto optimal.

4.2 – Optimisations des systèmes mécaniques.

4.2.1 – Les méthodes d'optimisation utilisées en ingénierie

Les problèmes d'optimisation en ingénierie font intervenir de nombreux paramètres influençant les performances du système. Les critères de conception sont parfois contradictoires, c'est la raison pour laquelle des méthodes multi-objectifs sont employées. Plusieurs conceptions optimales ont été réalisées à l'aide d'algorithmes génétiques pour divers systèmes : une boîte de vitesses, des pare-chocs automobiles, des cadres de vélo, des ailes d'avions supersoniques...

4.2.2 - Les méthodes d'optimisation utilisées en robotique

En robotique, les objectifs sont également divers. Ils peuvent être de nature géométrique (accessibilité à un repère, à une trajectoire ou à une zone de travail) ou porter sur des propriétés physiques (minimisation de la masse, maximisation des accélérations). Quelques exemples de synthèse dimensionnelle montrent les méthodes utilisées en robotique.

- La conception dimensionnelle d'un robot nettoyeur d'avion a été réalisée en prenant en compte plusieurs contraintes : les couples et la température admissible maximale pour chaque actionneur, la déformation maximale des solides, la durée de vie limitée des guidages. La topologie arbitrairement choisie, la méthode d'optimisation déterministe Hooke et Jeeves a été utilisée pour la synthèse dimensionnelle.

- Le positionnement optimal d'un opérateur humain dans un environnement encombré a été étudié à l'aide d'une méthode de recuit simulé. Les variables de conception sont la position et les degrés de liberté d'un mannequin anthropomorphe. L'auteur cherche à minimiser la distance ainsi que l'écart angulaire du tronc à la cible, tout en évitant de toucher les obstacles. Cette méthode d'optimisation permet d'éviter les nombreux minima locaux.

- L'optimisation de la main robotique de Stanford-JPL qui possède 36 paramètres a été réalisée à l'aide de la méthode du gradient par Salisbury [Salisbury, 82].

- En robotique parallèle, la conception des manipulateurs a évolué, on est passé d'une optimisation mono-objectif à une méthode multi-objectifs. Gosselin a fait une optimisation d'un manipulateur parallèle sphérique à 3 ddl pour obtenir un robot isotropique [Gosselin, 93]. Une méthodologie de conception multi-critères optimale de manipulateurs parallèles basée sur l'analyse par intervalles a été proposée [Hao, 04]. Elle permet de déterminer les géométries possibles d'un manipulateur parallèle à 6 ddl satisfaisant deux critères : l'espace de travail et la précision, et d'obtenir la meilleure conception compromis des deux objectifs. La synthèse dimensionnelle d'un robot delta pour un espace de travail donné a été réalisée par Laribi [Laribi, 06] en minimisant une fonction objectif à l'aide d'un algorithme génétique.

- En robotique médicale, la conception optimale d'un outil de chirurgie mini-invasive, constitué d'une chaîne de modules, a été réalisée à l'aide d'une méthode d'optimisation multi-

critères, [Sallé, 04]. Cette conception modulaire est adaptée au codage de l'instrument en chromosome, en définissant les paramètres de conception suivants : le nombre de modules de l'outil, la longueur de chacun des modules, le type de chacun des modules (direction des axes de rotations). Les critères de performance retenus pour évaluer l'instrument sont la performance en suivi de trajectoire, la manipulabilité locale, la distance minimale aux organes et le couple articulaire maximal.

L'optimisation d'une interface haptique pour la chirurgie robotisée a été réalisée en considérant les critères suivants : l'espace de travail, la capacité en effort, la raideur et la masse. Les paramètres d'optimisation sont la structure, la géométrie et la taille du robot, [Gosselin, 05]. Le dimensionnement théorique et sa conception en CAO ont été menées en parallèle afin d'ajuster la géométrie et la taille du robot pour que l'espace de travail soit conforme au cahier des charges.

La théorie des intervalles a été utilisée pour trouver un ensemble de pavés solutions de placement optimal de robot dans le but de développer un robot pour la chirurgie orthopédique [Maillet, 06].

[Lum, 06] a optimisé un mécanisme sphérique pour un robot de chirurgie mini-invasive par des approches théoriques et expérimentales. L'optimisation a été effectuée à partir d'une fonction coût liant la dextérité et la raideur de la structure.

Les méthodes d'optimisation utilisées en robotique sont multiples et plus ou moins difficiles à mettre en œuvre, surtout lorsque l'on souhaite réaliser une approche multi-critères. Elles doivent être choisies en fonction du problème d'optimisation considéré.

4.3 – Optimisation des paramètres géométriques du poignet sphérique incliné α_0 et α_1

Nous allons présenter plusieurs optimisations du poignet sphérique incliné dont le concept a été défini et validé chapitre 3. Pour déterminer les paramètres de conception α_0 et α_1 , qui sont les angles caractéristiques du poignet sphérique incliné, nous avons choisi de maximiser une fonction objectif par la méthode d'agrégation des critères pour sa facilité de mise en œuvre et par le fait que des solutions optimales sont trouvées plus rapidement que par les méthodes utilisant les algorithmes génétiques. Les critères retenus sont des critères de performances cinématiques préalablement définis de manipulabilité ou de dextérité et de compacité.

4.3.1 – Optimisation manipulabilité-compacité

Un robot de télé-échographie doit présenter de bonnes performances cinématiques tout en restant peu encombrant. En effet, il doit pouvoir reproduire fidèlement le geste du médecin, mais doit aussi être posé sur le patient sans lui procurer de souffrance et pouvoir être facilement transportable sur des sites isolés.

C'est la raison pour laquelle nous devons faire une optimisation multi-critères en respectant deux critères : la manipulabilité globale et la compacité pour avoir une conception optimale.

Nous cherchons les paramètres géométriques optimaux du poignet sphérique incliné : α_0 , angle d'inclinaison et α_1 angle entre les liaisons rotoïdes, Figure 4.5. On se place dans le cas où $\alpha_1 = \alpha_2$.

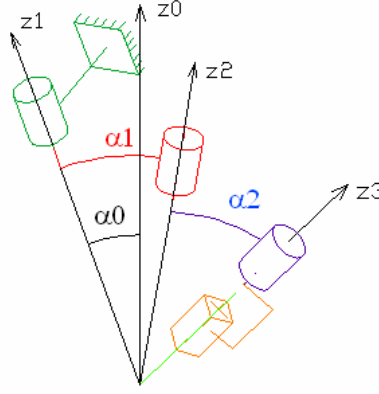


Figure 4.5. Schéma cinématique du poignet sphérique incliné.

4.3.1.1 - Définition de la manipulabilité globale

4.3.1.1.1 - Manipulabilité locale

Pour le poignet sphérique incliné, la manipulabilité locale est telle que :

$$w = |\sin(\alpha_1) \sin(\alpha_2) \sin(\theta_2)| \quad (4.6)$$

$$\text{avec } c\theta_2 = \frac{c\alpha_0 c\theta + s\alpha_0 c\psi s\theta - c\alpha_1 c\alpha_2}{-s\alpha_1 s\alpha_2} \quad (4.7)$$

On rappelle que ψ, θ, φ sont les 3 angles d'Euler caractérisant l'orientation de la sonde dans la base (x_0, y_0, z_0) .

La manipulabilité locale pour le poignet sphérique incliné est donc une fonction de ψ et de θ , $w(\psi, \theta)$. La représentation de la manipulabilité en fonction de ψ pour différentes valeurs de θ du robot Teresa ($\alpha_0 = 0, \alpha_1 = \alpha_2 = 22.5^\circ$), Figure 4.6, est une famille de droites contrairement à la situation du robot Estele 2 ($\alpha_0 = 45^\circ, \alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$) comme nous pouvons le constater sur la Figure 4.7. On peut remarquer que la valeur maximale locale de manipulabilité d'Estele 2 est meilleure que celle de Teresa, elle est presque trois fois plus grande (0,41 pour Estele 2 au lieu de 0,15 pour Teresa).

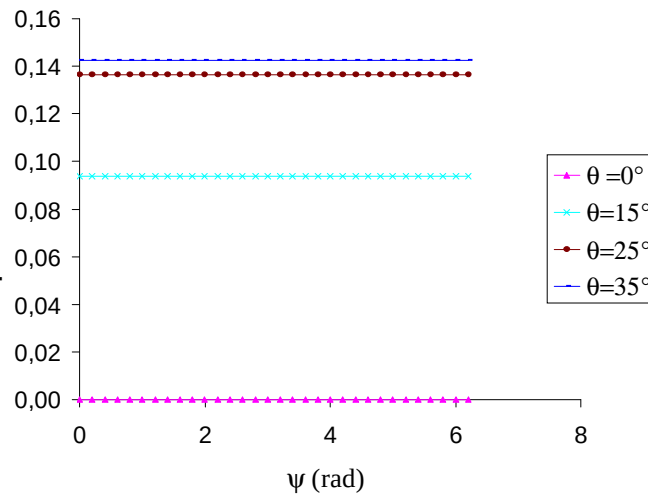


Figure 4.6. Courbes de manipulabilité w de Teresa en fonction de θ .

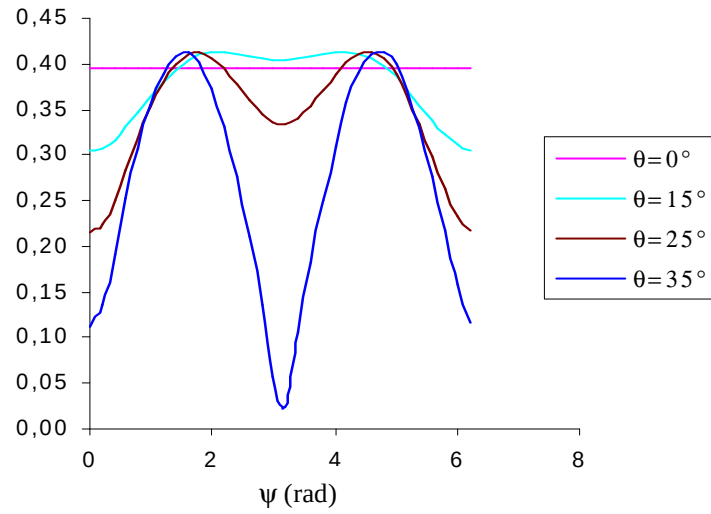


Figure 4.7. Courbes de manipulabilité w d'Estèle 2 en fonction de θ .

La manipulabilité a été définie comme un indice de performance local par Yoshikawa [Yoshikawa, 85], mais comme la manipulabilité est variable pour le poignet sphérique incliné selon la situation dans l'espace de travail, nous posons la définition d'une grandeur globale.

4.3.1.1.2 - Manipulabilité moyenne

L'intégration de $w(\psi, \theta)$ par rapport à la variable ψ , donne la manipulabilité moyenne en fonction de θ :

$$w_a(\theta) = \frac{\int_0^{2\pi} w(\psi, \theta) d\psi}{2\pi} \quad (4.8)$$

4.3.1.1.3 - Manipulabilité pondérée

Nous définissons une manipulabilité pondérée $w_p(\theta)$ par l'équation :

$$w_p(\theta) = w_a(\theta) \times f(\theta) \quad (4.9)$$

où $f(\theta)$ est une distribution déterministe de l'inclinaison de la sonde obtenue à partir du graphe Figure 4.8. Cette distribution a été déterminée à partir des mesures du geste du médecin lors d'un examen échographique classique [Al Bassit, 05].

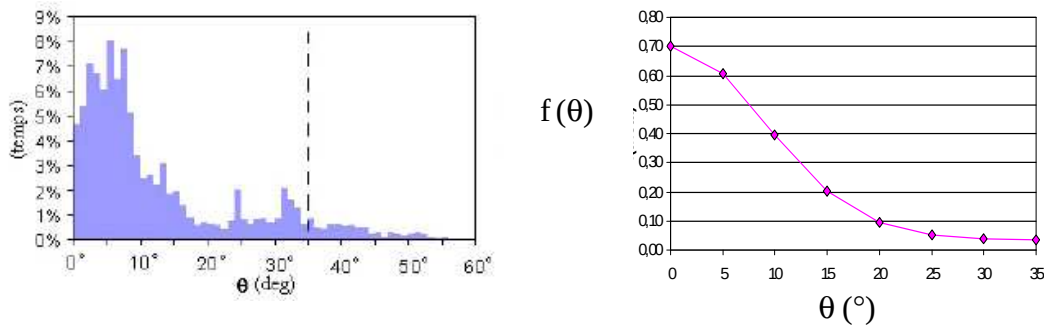


Figure 4.8. Distribution de l'inclinaison de la sonde θ .

Cette pondération revient à privilégier la position de l'axe de la sonde normal à la peau du patient, position très utilisée par le médecin, c'est à dire lorsque θ est proche de zéro. Les courbes de manipulabilités pondérées pour les prototypes Teresa, Otelo et Estele 2, Figure 4.9, montrent bien qu'Estele 2 a une manipulabilité beaucoup plus importante pour des valeurs de θ allant jusqu'à 25° ce qui correspond à l'espace de travail obligatoire du robot.

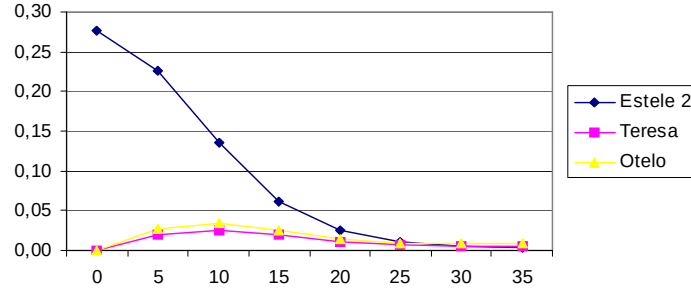


Figure 4.9. Manipulabilité pondérée en fonction de θ pour les robots Teresa, Otelo et Estele 2.

4.3.1.1.4 - Manipulabilité globale

Pour calculer la manipulabilité globale w_g , nous intégrons la fonction pondérée $w_p(\theta)$ en fonction de θ : $w_g = \int_0^{\pi/2} w_p(\theta) d\theta$ (4.10)

Lorsque l'on fait varier α_0 de 30° à 50° et α_1 sur le même intervalle, la manipulabilité globale est représentée par la surface Figure 4.10. La manipulabilité est maximale (0,5311) pour les valeurs maximales de α_0 et de $\alpha_1 = 50^\circ$. La valeur de ce maximum est donc sur la frontière de l'espace analysé, ce qui est naturel compte tenu de l'expression de w_g . On remarque cependant que le choix de l'angle α_1 entre les liaisons rotoïdes a plus d'influence sur la manipulabilité que celui de l'inclinaison du poignet sphérique α_0 .

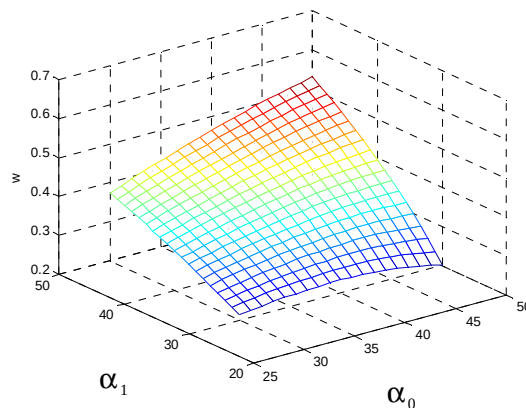


Figure 4.10. Manipulabilité globale en fonction de α_0 et α_1 .

4.3.1.2- Définition de la compacité

Une autre grandeur significative intervient dans la conception du robot de télé-échographie, c'est la notion de compacité. Le robot ne doit pas être trop encombrant, ni trop lourd car il est posé sur le patient. Le médecin doit pouvoir pratiquer l'échographie dans les mêmes conditions que dans le cas d'examens classiques.

4.3.1.2.1 - Compacité locale

Dans ce but, nous définissons la compacité locale à partir de l'angle d'inclinaison de la liaison rotoïde du poignet sphérique la plus inclinée sur l'espace de travail et l'angle de sécurité θ_s défini par le cahier des charges ($\theta_s = 75^\circ$), Figure 4.11. L'angle de sécurité permet de respecter les conditions de sécurité du cahier des charges afin que le robot ne rentre pas en collision avec le patient.

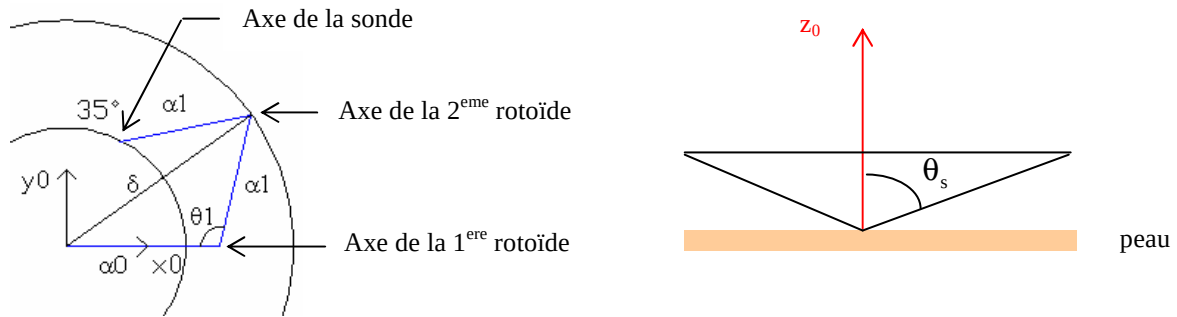


Figure 4.11. Vues du poignet sphérique incliné définissant l'angle de la liaison la plus inclinée δ et l'angle de sécurité θ_s .

La compacité est alors définie par la relation :

$$C = 1 - \max(\alpha_0, \delta) / \theta_s \quad (4.11)$$

$$\text{avec } \delta = \sqrt{(\alpha_0 + \alpha_1 \cos(\theta_1))^2 + (\alpha_1 \sin(\theta_1))^2} \quad (4.12)$$

L'angle δ est obtenu à partir des relations géométriques déterminées à partir de la représentation du mécanisme dans le plan (x_0, y_0) , Figure 4.11.

Si la compacité est égale à 1, le robot est compact.

Si la compacité est négative, la condition de sécurité n'est plus respectée. La solution ne pourra pas être retenue.

La compacité est un critère qui tient compte à la fois de l'encombrement du robot et de sa situation.

4.3.1.2.2 - Compacité minimale

La valeur de la compacité varie en fonction de l'angle d'inclinaison de la sonde θ . Pour chaque valeur de θ , on conserve la valeur la plus défavorable de la compacité, soit sa valeur minimale.

$$C(\theta) = \min(C(\theta, \psi)) \quad \text{avec } \psi \in [0, 2\pi] \quad (4.13)$$

4.3.1.2.3 - Compacité pondérée

Comme pour la manipulabilité, pour tenir compte de la zone de l'espace de travail la plus fréquemment utilisée par le médecin, on pondère la compacité minimale par la fonction de distribution de l'inclinaison de la sonde $f(\theta)$:

$$C_p(\theta) = C(\theta) \times f(\theta) \quad (4.14)$$

4.3.1.2.4 - Compacité globale

Pour avoir la compacité sur l'espace de travail, on intègre $C(\theta)$ en fonction de θ .

$$C_g = \int_0^{\pi/2} C_p(\theta) d\theta \quad (4.15)$$

Lorsque l'on représente la compacité globale pour α_0 et α_1 variant de 30° et 50° , Figure 4.12, on observe que la compacité est maximale (0,5496) pour les valeurs minimales des angles α_0 et α_1 (30°). Ce résultat est évident car le robot le plus compact est celui qui a les plus faibles dimensions.

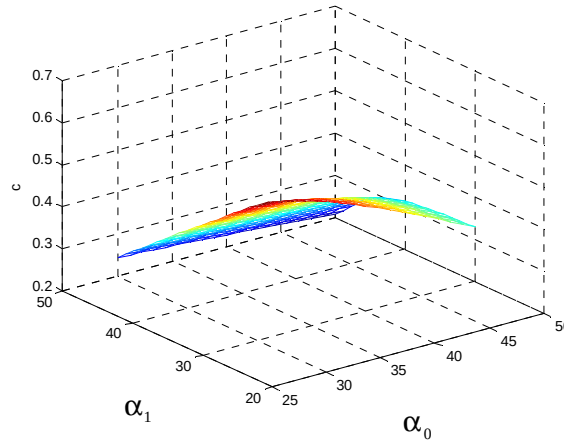


Figure 4.12. *Compacité globale en fonction de α_0 et α_1 .*

Nous pouvons constater que la manipulabilité globale et la compacité globale sont deux critères contradictoires, les valeurs optimales de chacun des critères sont situées aux frontières des espaces analysés.

4.3.1.3- Fonction objectif

4.3.1.3.1 - Agrégation des critères par une fonction somme

Nous définissons une première fonction objectif, obtenue par agrégation des critères manipulabilité globale et compacité :

$$f_{o1} = \gamma_1 \times C_g + (1 - \gamma_1) \times w_g \quad (4.16)$$

avec $\gamma_1 \in [0,1]$.

Les courbes de manipulabilité et de compacité en fonction de α_0 , avec $\alpha_1 = \frac{(\theta + \alpha_0)}{2}$ pour $\theta = 35^\circ$, Figure 4.13 montrent que les deux critères sont effectivement contradictoires

(lorsque la manipulabilité augmente, la compacité diminue). On obtiendra donc une solution qui sera le compromis des deux critères de conception. Pour J. Renaud, « l'objet de l'analyse multi-critères est d'aider le décideur dans sa prise de décision à trouver les meilleures solutions du compromis » [Renaud, 06].

Pour le choix optimal de la structure, faut-il préférer la manipulabilité ou la compacité ?

La manipulabilité permet de tenir compte de la capacité à se déplacer dans un espace de travail, des singularités, du volume de l'espace de travail. La compacité traduit l'encombrement de la structure sous condition de sécurité pour que le robot n'entre pas en contact avec le patient. Elle donne indirectement une indication sur la masse, car il y a de forte probabilité qu'une structure imposante soit plus lourde avec des matériaux et des actionneurs de même nature qu'une structure compacte.

La limite négative de la compacité est obtenue pour $\alpha_0 \geq 50^\circ$, valeur à partir de laquelle la contrainte de sécurité n'est plus assurée.

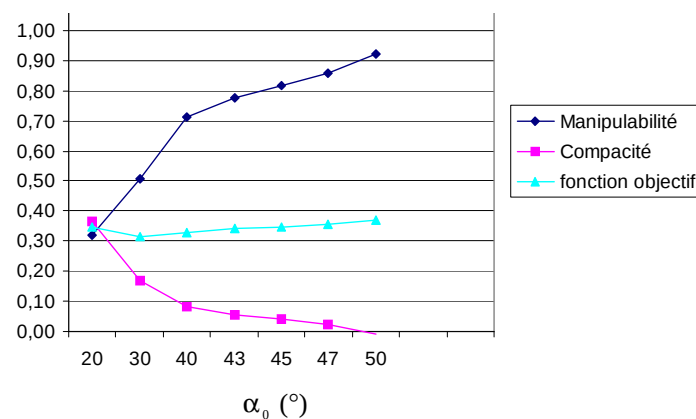


Figure 4.13. Courbes de manipulabilité, compacité et fonction objectif en fonction de α_0

La fonction objectif f_{o1} dépend du choix de γ_1 . A la Figure 4.14 on a représenté la fonction objectif en fonction de α_0 et α_1 , pour $\gamma_1 = 0,513$, valeur de γ_1 donnant une solution optimale qui n'est pas sur la frontière de l'espace d'analyse.

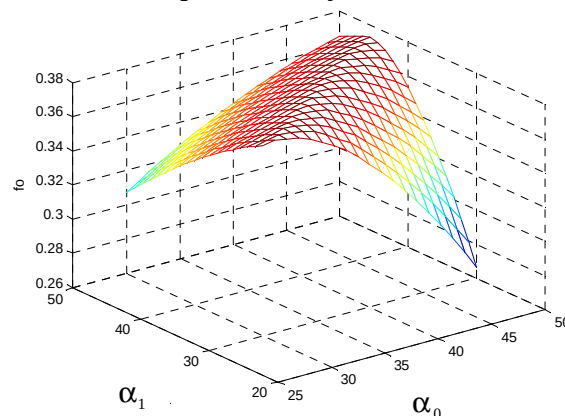


Figure 4.14. Fonction objectif en fonction de α_0 et α_1 .

La fonction objectif f_{o1} est maximale pour $\alpha_0 = 45,55^\circ$ et $\alpha_1 = 42,22^\circ$. Elle atteint alors une valeur de 0,3728.

Cette valeur a été confirmée par la méthode de descente du gradient présentée Figure 4.15.

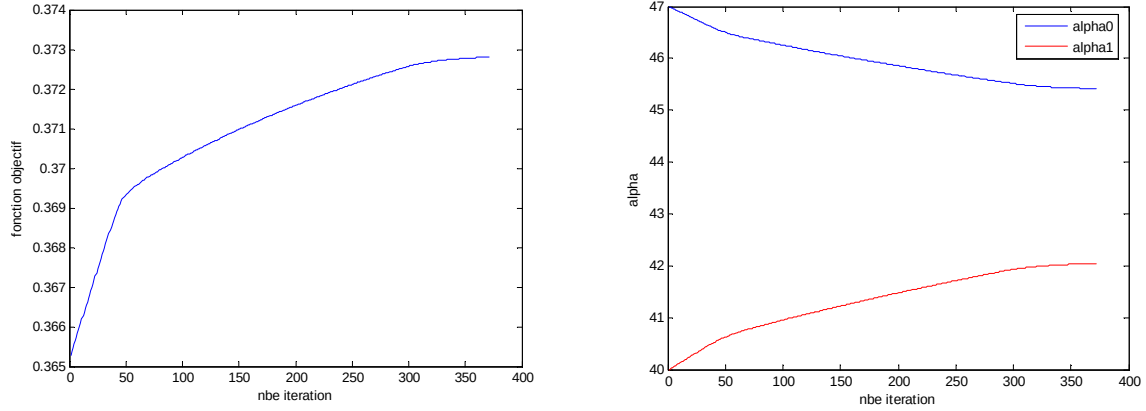


Figure 4.15. Graphes obtenus par la méthode de descente du gradient.

L'algorithme converge vers $\alpha_0 = 45,41^\circ$ et $\alpha_1 = 42,03^\circ$ en 371 itérations. La fonction objectif atteint également la valeur de 0,3728.

Le problème de cette optimisation est que, si l'on considère toutes les valeurs possibles de γ_1 , nous avons seulement trois solutions : deux situées sur les frontières de l'espace analysé plus une intermédiaire. C'est le problème décrit par Scott quand il veut optimiser une structure mécanique en considérant la masse et la sécurité, Figure 4.16, [Scott, 00]. Comme les deux critères sont contradictoires, il considère une fonction objectif d'agrégation des deux critères par une somme pondérée.

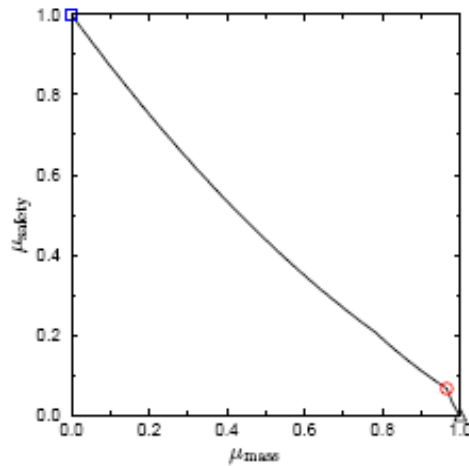


Figure 4.16. Solutions sur le front de Pareto pour la fonction objectif obtenue par agrégation des critères de Masse et de Sécurité, [Scott, 00].

La fonction somme pondérée ne permet pas d'identifier tous les points de la frontière de Pareto. L'auteur montre que l'on peut alors faire une famille d'agrégations par la formule suivante [Scott, 95] :

$$P_s(c_1, c_2, \omega_1, \omega_2) = \left(\frac{\omega_1 c_1^s + \omega_2 c_2^s}{\omega_1 + \omega_2} \right) \quad (4.17)$$

c_1 et c_2 sont les critères, ω_1 et ω_2 sont les poids affectés aux critères et S peut être interprété comme le niveau de compensation, échange de stratégie. Une grande valeur de S indique une grande préférence d'un critère pour compenser les faibles valeurs de l'autre. On peut donc définir la fonction d'agrégation à l'aide d'une moyenne géométrique ou d'une moyenne arithmétique :

$$P_0 = \lim_{S \rightarrow 0} P_S = \text{moyenne géométrique} \left(c_1^{\omega_1} c_2^{\omega_2} \right)^{\frac{1}{\omega_1 + \omega_2}}$$

$$P_1 = \lim_{S \rightarrow 1} P_S = \text{moyenne arithmétique} \left(\frac{\omega_1 c_1 + \omega_2 c_2}{\omega_1 + \omega_2} \right)$$

Pour notre problème, nous réalisons alors une nouvelle optimisation en prenant la moyenne géométrique des deux critères : manipulabilité, compacité.

4.3.1.3.2 - Agrégation par la moyenne géométrique des deux critères.

Une nouvelle fonction objectif est définie par : $f_{o2} = (C_g^{\omega_1} + w_g^{\omega_2})^{(1/(\omega_1 + \omega_2))}$ (4.18)

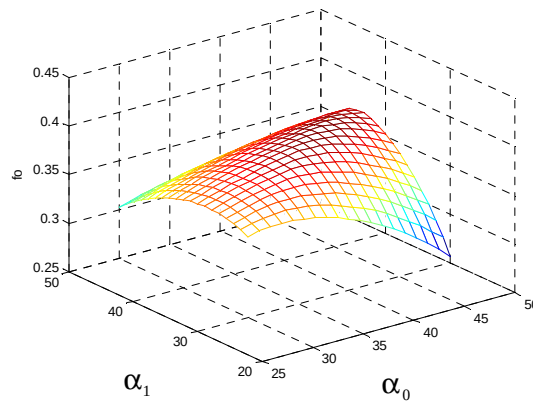


Figure 4.17. Fonction objectif en fonction de α_0 et α_1 pour $\omega_1 = 1$ et $\omega_2 = 1$.

Pour $\omega_1 = 1$ et $\omega_2 = 1$, la fonction f_{o2} est maximale pour $\alpha_0 = 44,44^\circ$ et $\alpha_1 = 41,11^\circ$, Figure 4.17. Par la méthode du gradient, et avec les mêmes paramètres ω_1 et ω_2 , on trouve $\alpha_0 = 43,99^\circ$ et $\alpha_1 = 40,9^\circ$, Figure 4. 18.

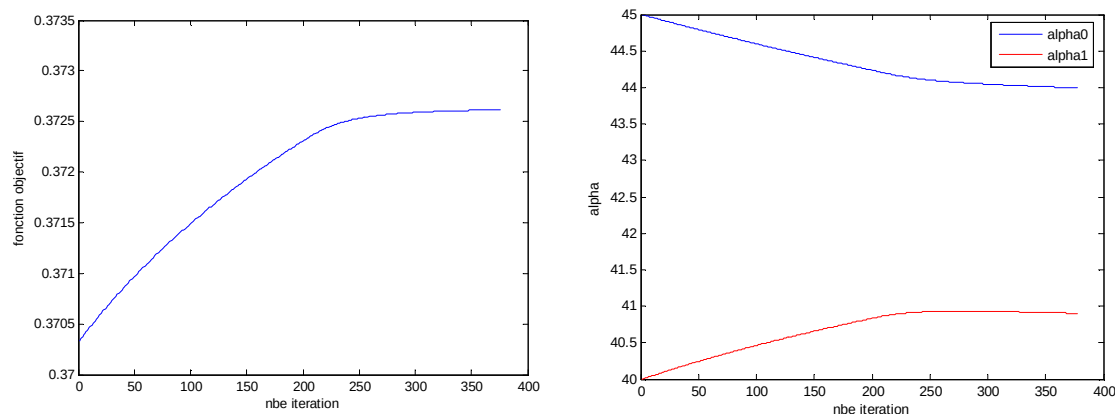


Figure 4.18. Graphes obtenus par la méthode de descente du gradient.

Si on change le coefficients de pondération ω_2 pour la manipulabilité en conservant $\omega_1 = 1$, on trouve le même résultat (jusqu'à $\omega_2 = 10$).

Par contre, si on change le coefficient de pondération de la compacité, $\omega_1 = 3$ et $\omega_2 = 1$, le maximum est obtenu pour $\alpha_0 = 31,11^\circ$ et $\alpha_1 = 30^\circ$, nous retrouvons des valeurs proches de la borne inférieure de l'espace d'analyse, Figure 4.19.

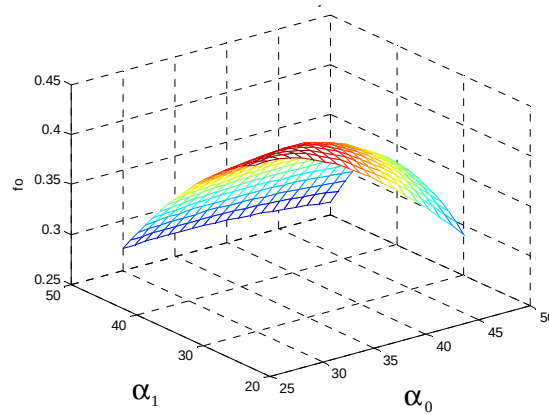


Figure 4.19. Fonction objectif en fonction de α_0 et α_1 pour $\omega_1 = 3$ et $\omega_2 = 1$.

Donc, pour la fonction d'agrégation à partir d'une moyenne géométrique, le choix du poids de la compacité a plus d'influence sur le résultat que le choix de celui de la manipulabilité.

Quelle que soit la méthode de calcul de la fonction objectif, par une fonction arithmétique ou géométrique, la première optimisation montre que le choix des paramètres d'Estele 2 avec $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$ reste cohérent. Il permet de respecter les contraintes d'espace de travail et de sécurité.

4.3.2 - Optimisation dextérité - compacité.

Nous faisons une nouvelle optimisation par la méthode précédente, avec les critères de dextérité (ou inverse du conditionnement K) et de compacité pour évaluer la différence entre les effets de la dextérité et de la manipulabilité sur les résultats de l'optimisation.

Une optimisation de ce type a été réalisée pour concevoir un manipulateur orthogonal 3R [Zein, 07]. Les auteurs définissent un nouvel indice de performance basé sur la notion de « regular dextrous workspace » RDW η . Il combine deux indices de performances : la compacité de l'espace de travail et le conditionnement de l'espace de travail. Le manipulateur ayant un bon indice de performance η , doit avoir un espace de travail compact et bien conditionné.

Pour obtenir des performances analogues, nous considérons également les critères de dextérité et de compacité.

Lorsque l'on trace la variation de la dextérité en fonction de α_0 et de α_1 , Figure 4.20, on remarque que les valeurs de cet indice sont un peu plus faibles que celles de la manipulabilité. On remarque aussi que la valeur de α_1 a moins d'influence sur la dextérité que sur la manipulabilité pour de faible valeur α_0 .

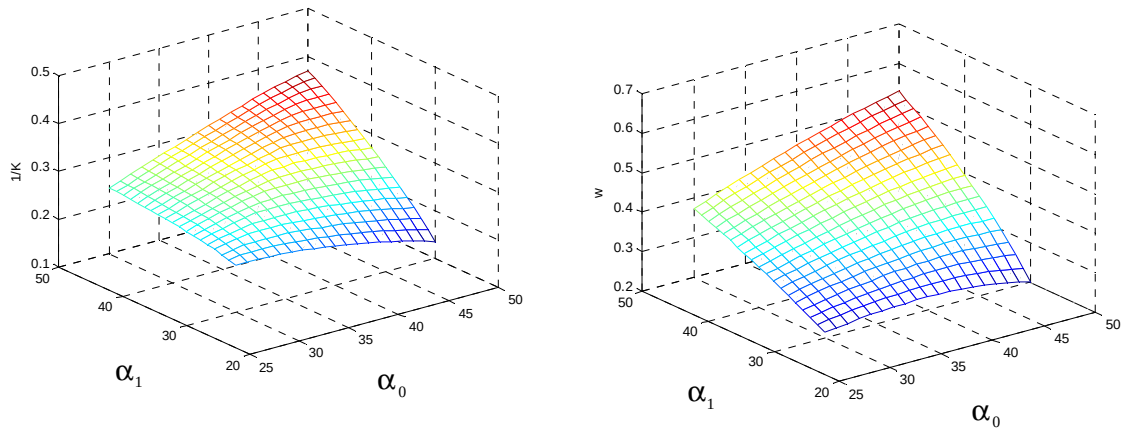


Figure 4.20. Dextérité (à gauche) et manipulabilité (à droite) en fonction de α_0 et α_1 .

4.3.2.1- Fonction agrégation somme

Lorsque l'on considère les deux critères, la dextérité ($1/K$) et la compacité C_g , le choix du paramètre γ_3 influence beaucoup plus le résultat de l'optimisation :

En prenant la fonction objectif $f_{o3} = \gamma_3 \times C_g + (1 - \gamma_3) \times (1/K)$, on trouve les maximums pour les valeurs des paramètres géométriques présentées Figure 4.21 :

γ_3	α_0	α_1	f_{o3}
0,353	50°	50°	0,313
0,354	44°	44°	0,3129
0,356	40°	40°	0,3129
0,357	38,9°	38,9°	0,313
0,358	30°	30°	0,3133

Figure 4.21. Valeurs maximales de α_0 et α_1 pour différentes valeurs de γ_3 .

la fonction objectif est représentée par la surface suivante pour $\gamma_3 = 0,354$, α_0 et α_1 variant de 30° à 50°, Figure 4.22 :

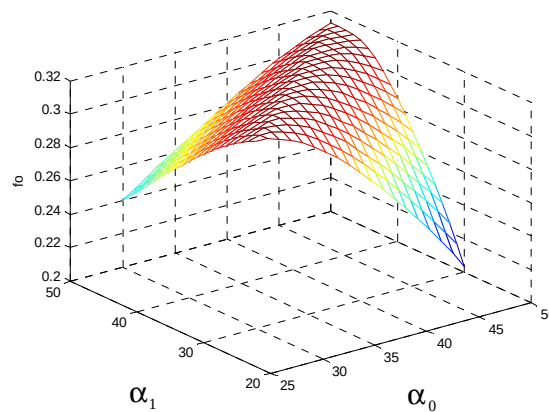


Figure 4.22. Fonction objectif somme en fonction de α_0 et α_1 .

On remarque que la valeur maximale de la fonction objectif est telle que : $\alpha_0 = \alpha_1$.

Les valeurs optimales pour α_0 sont plus faibles pour un α_1 donné, lorsque l'on considère la dextérité au lieu de la manipulabilité dans la fonction objectif.

4.3.2.2- Fonction agrégation géométrique

Nous observons l'influence de la fonction d'agrégation sur les résultats d'optimisation en considérant la fonction d'agrégation produit : $f_{o,4} = (C_g^{\omega_1} + (1/K)_g^{\omega_2})^{(1/(\omega_1+\omega_2))}$

La surface de la fonction objectif obtenue pour $\omega_1 = 1$ et $\omega_2 = 1$ lorsque α_0 et α_1 varient de 30° à 50° est présentée Figure 4.23. On remarque que les valeurs maximales de la fonction objectif $f_{o,4}$ sont obtenues lorsque $\alpha_0 = \alpha_1$ comme on avait pu le constater lorsque la fonction d'agrégation était une somme des critères de dextérité et de compacité.

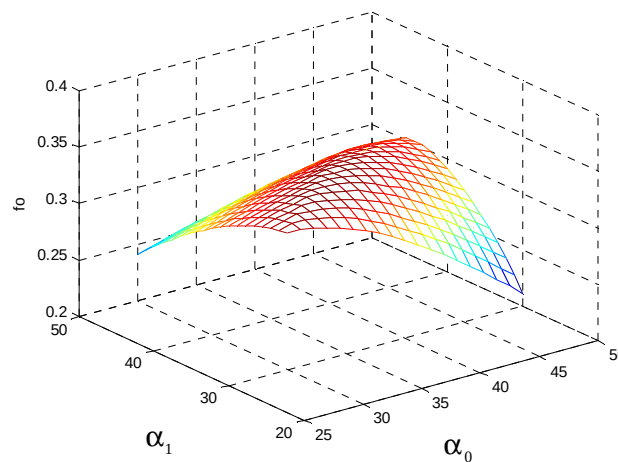


Figure 4.23. Fonction objectif produit en fonction de α_0 et α_1 .

Le tableau Figure 4.24 regroupe les résultats d'optimisation obtenus pour cette fonction objectif $f_{o,4}$:

ω_1	ω_2	α_0	α_1
1	1	35,5°	35,5°
1	2	44°	44°
2	1	30°	30°

Figure 4.24. Valeurs maximales de α_0 et α_1 pour différentes valeurs de ω_1 et ω_2 .

Lorsque l'on considère les critères dextérité et compacité, quels que soient les coefficients ou la formule d'agrégation choisie, il en ressort que $\alpha_0 = \alpha_1$ avec cet indice de performance cinématique.

La question qui reste à l'issue de ces calculs d'optimisation à l'aide de fonction d'agrégation de critère est le choix des coefficients. Il est effectivement très important pour trouver la solution optimale. L'ensemble de solutions trouvées est présenté Figure 4.25. La « distance à la singularité » figurant dans la légende représente la plus petite valeur singulière de la jacobienne.

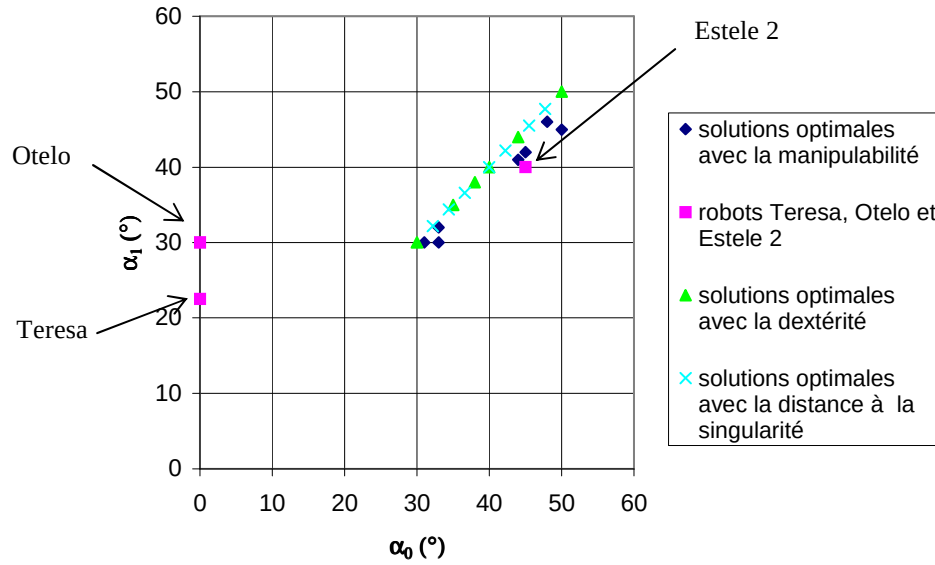


Figure 4.25. Ensemble des solutions optimales et des robots Teresa, Otelo, Estele 2.

On peut constater que le robot Estele 2 est proche de plusieurs solutions et que l'optimisation dépend beaucoup du choix des poids attribués aux critères. Pour affiner notre choix, nous réalisons une nouvelle optimisation en utilisant une méthode d'optimisation sous contraintes et en considérant uniquement un critère de performance cinématique.

4.3.3. Optimisation avec la méthode de contraintes

On souhaite optimiser une performance cinématique en respectant trois contraintes du cahier des charges :

- avoir un espace de travail conique d'angle $\theta_n = 35^\circ$, les paramètres de conception doivent vérifier : $\alpha_1 + \alpha_2 - \alpha_0 \geq \theta_n$ (4.19)
- ne pas avoir de singularité sur l'espace de travail obligatoire ce qui se traduit par : $\alpha_0 > \theta_n$ (4.20)
- respecter la contrainte de sécurité : $\alpha_1 + \theta_n \leq \theta_s$ (4.21)

Les contraintes sont représentées géométriquement par des droites dans le plan (α_0, α_1) . Les solutions satisfaisant à la fois ces trois contraintes se trouvent à l'intérieur du triangle formé par les trois droites, Figure 4.28.

4.3.3.1- Manipulabilité

Dans cette optimisation, nous n'avons pas pondéré la manipulabilité. La surface décrite par la manipulabilité en fonction de α_0 variant de 35° à 55° et de α_1 variant de 35° à 40° est présentée Figure 4.26. La manipulabilité est maximale pour $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = 40^\circ$ avec pour valeur 0,353.

Il est à remarquer que ce maximum est atteint lorsque α_1 atteint sa borne supérieure sur l'espace d'étude alors que pour α_0 la valeur optimale est à l'intérieur de l'espace de variation.

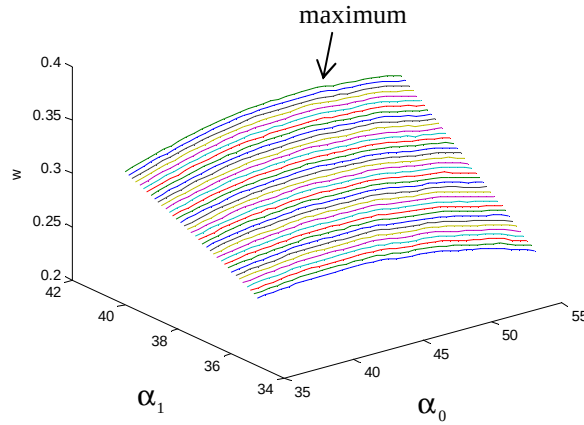


Figure 4.26. Manipulabilité en fonction de α_0 et α_1 .

4.3.3.2- Dextérité

La dextérité en fonction de α_0 et de α_1 (pour α_0 variant de 35° à 55° et α_1 variant de 35° à 40°) est présentée Figure 4.27. Elle est maximale pour $\alpha_0 = 42,2^\circ$ et $\alpha_1 = 40^\circ$ avec pour valeur 0,2473.

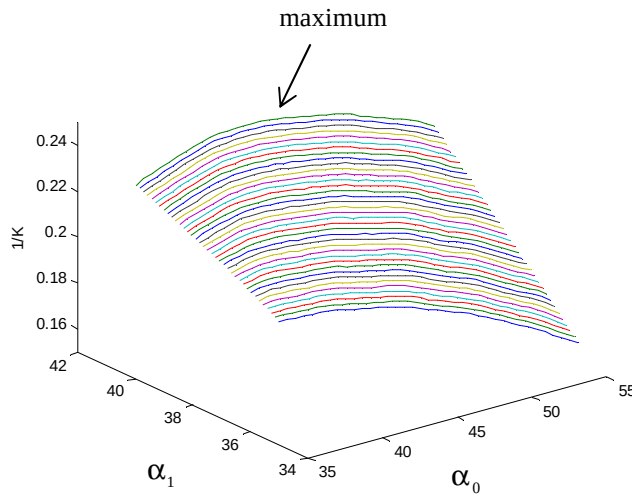


Figure 4.27. Dextérité en fonction de α_0 et α_1 .

On remarque que la manipulabilité et la dextérité donnent des résultats d'optimisation proches mais pas exactement similaires. Nous avons analysé et comparé les solutions obtenues en prenant en compte les contraintes du cahier des charges, nous les avons représentées Figure 4.28. On constate que l'optimisation sous contraintes donne les solutions avec la valeur de α_1 maximale autorisée. Ce résultat était attendu car c'est la valeur qui conduit à la meilleure manipulabilité respectant la contrainte de sécurité.

Les valeurs des limites de l'espace de travail nécessaire θ_n et de la contrainte de sécurité θ_s ont été fixées à partir de résultats expérimentaux. Elles ont donc un caractère flou. Ces valeurs conditionnent la taille du triangle donnant l'espace de solutions. Le triangle est non réduit à l'ensemble vide à la condition que : $\theta_s \geq 2 \theta_n$.

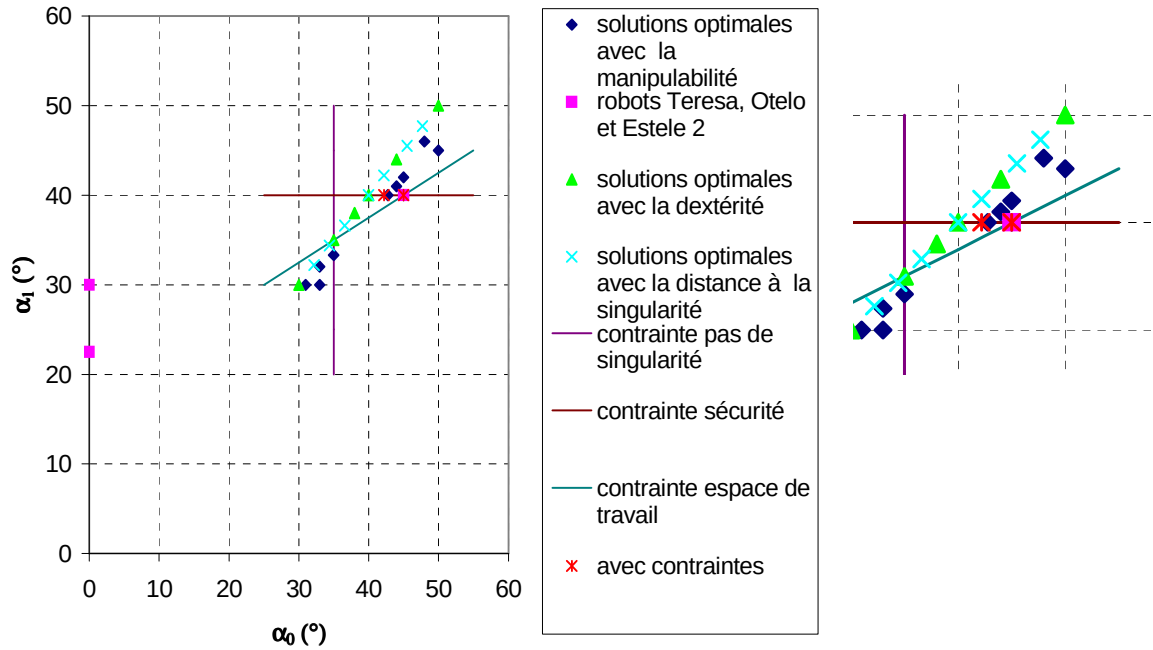


Figure 4.28. Ensemble des solutions optimales limitées par les contraintes de conception et zoom.

4.3.4 - Comparaison de la manipulabilité et de la dextérité

On va tout d'abord examiner les différences entre les deux critères de performance cinématique que sont la manipulabilité et la dextérité pour un manipulateur plan 2R. Ensuite nous allons réaliser la même étude pour le poignet sphérique incliné et faire une analogie entre les deux structures. Nous souhaitons ainsi déterminer le critère cinématique qui est le plus approprié pour la conception optimale de notre robot de télé-échographie.

4.3.4.1 – Performances cinématiques d'un manipulateur 2R

L'exemple d'un manipulateur à deux articulations rotoïdes a beaucoup été développé dans la littérature [Yoshikawa 85], [Lallemant 97], [Khalil 99]. Il illustre dans le plan le comportement du manipulateur très utilisé qu'est le porteur SCARA.

4.3.4.1.1 - Manipulabilité

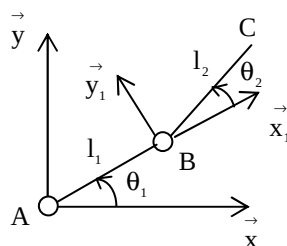


Figure 4.29. Schéma d'un manipulateur 2R.

La matrice jacobienne du manipulateur 2R représenté Figure 4.29 est la suivante :

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 s(\theta_1) - l_2 s(\theta_1 + \theta_2) & -l_2 s(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 c(\theta_1) + l_2 c(\theta_1 + \theta_2) & l_2 c(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

La manipulabilité de Yoshikawa pour un robot non redondant est : $w = |\det(J)|$

$$\text{Pour un manipulateur plan 2R : } w = l_1 l_2 |s(\theta_2)| \quad (4.23)$$

La manipulabilité est maximale par rapport à la posture si : $s(\theta_2) = 1$ donc pour $\theta_2 = \pm \frac{\pi}{2}$.

Elle est maximale par rapport à la conception lorsque $w_{\max} = l_1 l_2$.

Si on pose $l = l_1 + l_2$ on peut écrire que $w_{\max} = l_1(l - l_1)$

On détermine la valeur extrême de $w_{\max}$ lorsque $\frac{\delta w_{\max}}{\delta l_1} = l - 2l_1 = 0$ donc pour $l_1 = l_2 = \frac{l}{2}$

On peut noter que la plupart des manipulateurs SCARA proposés par les fabricants de robots sont tels que : $l_1 = l_2$.

4.3.4.1.2 - Dextérité

On détermine l'indice de conditionnement global η défini paragraphe 3.3.3.1 [Gosselin, 91].

Soit $R_1 = (B, x_1, y_1, z_1)$, Figure 4.29.

La matrice jacobienne liée au repère R_1 s'écrit alors :

$$J = \begin{bmatrix} -l_2 s(\theta_2) & -l_2 s(\theta_2) \\ l_1 + l_2 c(\theta_2) & l_2 c(\theta_2) \end{bmatrix}_{R_1} \quad (4.24)$$

Le conditionnement du manipulateur (ou indice d'isotropie) est donné par :

$$\kappa(J) = \|J\| \|J^{-1}\| \quad \text{avec} \quad \|J\| = \sqrt{\text{tr}(JNJ^T)} \quad \text{et} \quad N = \frac{1}{2}I \quad (4.25)$$

$$\|J\| = \frac{1}{2}(l_1^2 + 2l_1 l_2 c(\theta_2) + l_2^2) \quad (4.26)$$

On a

$$\kappa(J) = \frac{(l_1^2 + 2l_1 l_2 c(\theta_2) + l_2^2)}{2l_1 l_2 s(\theta_2)} \quad (4.27)$$

$$\text{Si on pose } a = \frac{l_2}{l_1} \quad \text{alors} \quad \kappa(J) = \frac{(1/a + 2c(\theta_2) + 2a)}{2s(\theta_2)} \quad (4.28)$$

L'évolution de $\frac{1}{\kappa(J)}$ en fonction de θ_2 pour plusieurs valeurs de a est représenté sur le graphe Figure 4.30.

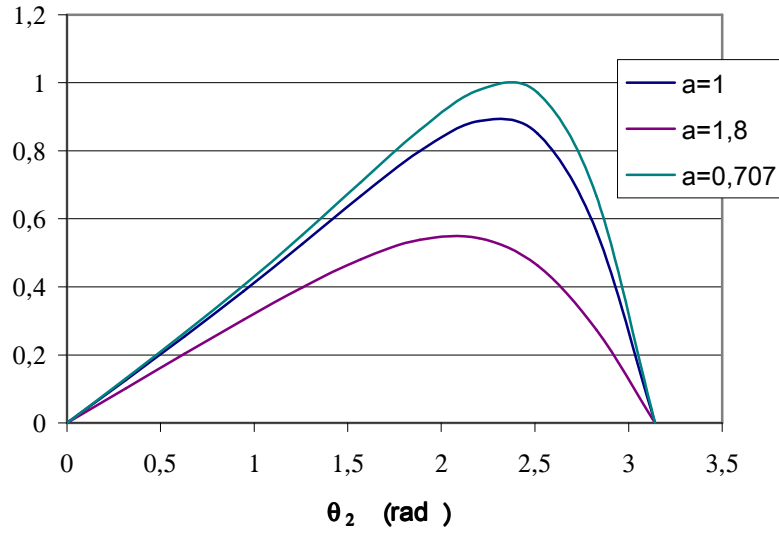


Figure 4.30. Dextérité en fonction de θ_2 pour différentes valeurs de a .

La valeur qui conduit à un manipulateur isotropique ($\frac{1}{\kappa(J)} = 1$) est obtenue pour : $a = \frac{\sqrt{2}}{2}$

c'est à dire lorsque $l_2 = \frac{\sqrt{2}}{2} l_1$ et pour les valeurs particulières de $\theta_2 = \pm \frac{3\pi}{4}$.

L'indice de conditionnement global η est tel que :

$$\eta = \frac{\int_w \left(\frac{1}{\kappa(J)} \right) dw}{\int_w dw} \quad (4.29)$$

$$A = \int_w \left(\frac{1}{\kappa(J)} \right) dw = \int_0^{2\pi} \int_0^\pi \frac{2l_1 l_2 s(\theta_2)^2}{1/a + 2a + 2c(\theta_2)} d\theta_2 d\theta_1 = 4\pi l_1 l_2 \int_0^\pi \frac{s(\theta_2)^2}{1/a + 2a + 2c(\theta_2)} d\theta_2$$

$$B = \int_w dw = \int_\theta (\det w) d\theta = \int_0^{2\pi} \int_0^\pi l_1 l_2 s(\theta_2) d\theta_2 = 4\pi l_1 l_2$$

d'où

$$\eta = \int_0^\pi \frac{s(\theta_2)^2}{1/a + 2a + 2c(\theta_2)} d\theta_2 \quad (4.30)$$

Si on cherche l'extremum de η , on annule sa dérivée par rapport à a .

$$\frac{d\eta}{da} = 0 \text{ entraîne } -\frac{1}{a^2} + 2 = 0 \text{ d'où } a = \frac{\sqrt{2}}{2}$$

dès lors que le dénominateur $(1/\alpha + 2\alpha + 2c(\theta_2))$ est toujours différent de 0.

La valeur maximale de η est égale à 0,6506 pour : $a = \frac{\sqrt{2}}{2}$.

4.3.4.1.3 - Comparaison des deux indices

Yoshikawa a comparé l'indice de performance de manipulabilité et celui du nombre de conditionnement [Yoshikawa, 85]. La Figure 4.31 compare les performances cinématiques pour un manipulateur plan 2R .

On appelle rayon la valeur telle que : $R = \sqrt{l_1^2 + l_2^2}$

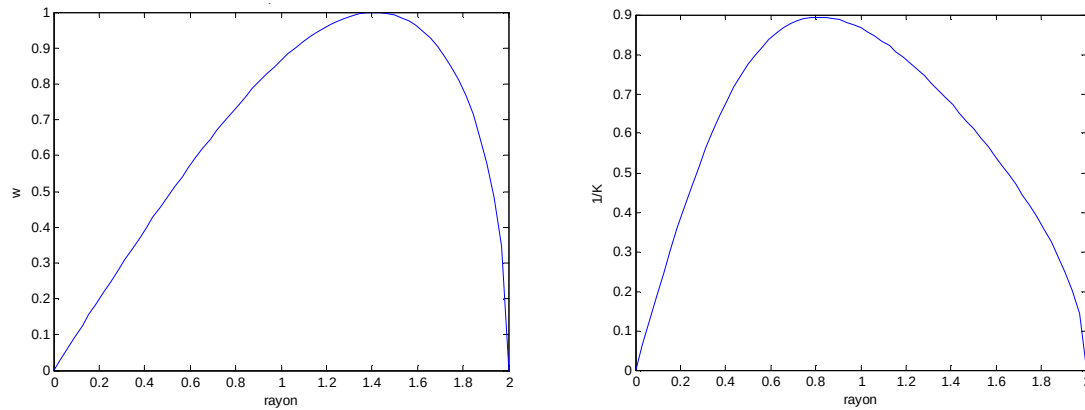


Figure 4.31. Tracés de la manipulabilité (à gauche) et de la dextérité (à droite) en fonction du rayon.

L'indice de manipulabilité de Yoshikawa donne la meilleure posture pour $\theta_2 = \pm \frac{\pi}{2}$ et lorsque $l_1 = l_2$ alors que l'indice de conditionnement global η de Gosselin donne la meilleure configuration pour $l_2 = \frac{\sqrt{2}}{2}l_1$ et pour $\theta_2 = \pm \frac{3\pi}{4}$.

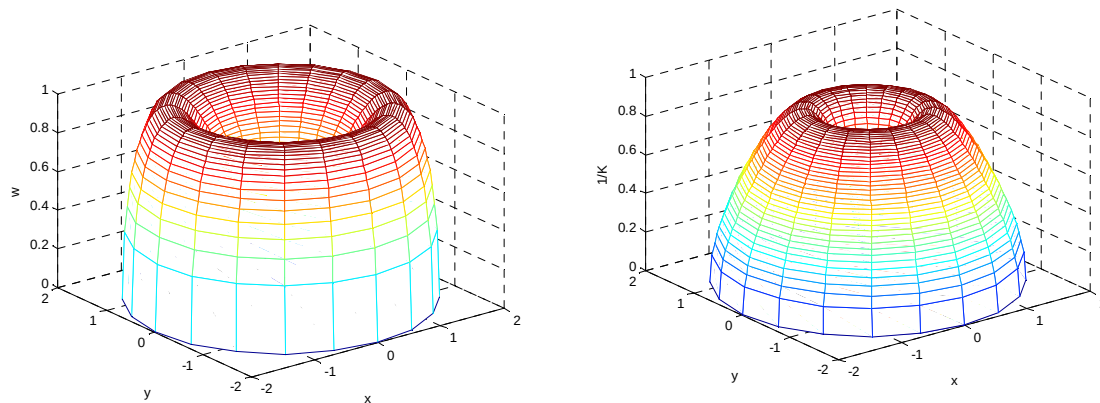


Figure 4.32. Tracé 3D de la manipulabilité (à gauche) et de la dextérité (à droite) pour $l_1 = l_2 = 1$.

Les tracés en 3D de la manipulabilité et de la dextérité, Figure 4.32, montrent que la dextérité est maximale pour un rayon plus faible que pour la manipulabilité. Les axes x et y de cette Figure représentent les coordonnées dans le plan.

Nous allons réaliser la même étude pour le poignet sphérique incliné.

4.3.4.2 – Poignet sphérique incliné

Nous rappelons les notations utilisées Figure 4.5. La matrice jacobienne dans le repère R_1 est telle que :

$$\mathbf{J}_w = \begin{bmatrix} 0 & 0 & s\alpha_2 s\theta_2 \\ 0 & -s\alpha_1 & -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ 1 & c\alpha_1 & -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{bmatrix}_{R_1} \quad (4.31)$$

$$\text{On a alors } w = |\det(\mathbf{J}_w)| = |s\alpha_1 s\alpha_2 s\theta_2| \quad (4.32)$$

Cette expression montre qu'entre la manipulabilité pour un manipulateur plan 2R et un poignet sphérique incliné on peut faire apparaître une analogie forte en remplaçant respectivement l_1 et l_2 par $s\alpha_1$ et $s\alpha_2$ dans l'expression de la manipulabilité du manipulateur plan. La Figure 4.33, comparée à la Figure 4.32 gauche, le montre également. Sur cette Figure, θ_x et θ_y caractérisent l'orientation de la sonde.

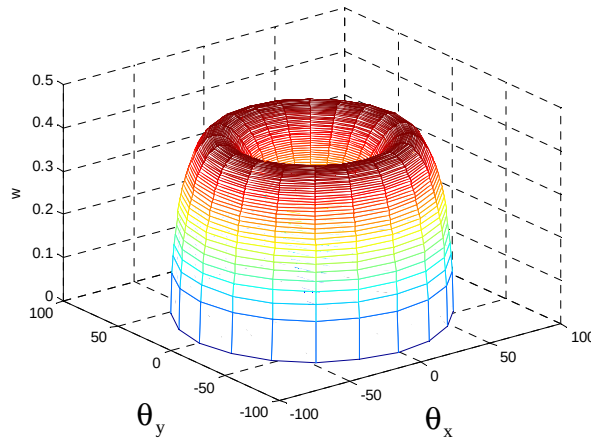


Figure 4.33. Tracé 3D de la manipulabilité pour $\alpha_0 = 0$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$.

Si on trace la manipulabilité sur l'espace de travail c'est à dire lorsque $0^\circ < \theta < 35^\circ$ pour $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = 40^\circ$, on obtient la surface Figure 4.34.

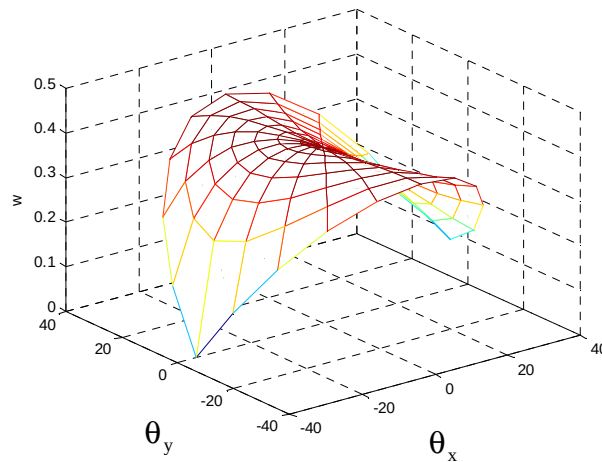


Figure 4.34. Tracé 3D de la manipulabilité pour $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$.

On constate que la singularité du poignet sphérique incliné a été déplacée aux frontières de l'espace de travail et que la valeur maximale de la manipulabilité se trouve localisée au centre de l'espace de travail.

Le nombre de conditionnement pour $\alpha = \alpha_1 = \alpha_2$ est défini par :

$$\text{Si } \cos \theta_2 \leq -\frac{c\alpha}{1+c\alpha} \quad \kappa(J) = \frac{2 + Y + \sqrt{Y^2 + 8c\alpha^2}}{2\sqrt{Y - c(2\alpha)}} \quad (4.33)$$

$$\text{avec } Y = -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2$$

$$\text{Si } \cos \theta_2 \geq -\frac{c\alpha}{1+c\alpha} \quad \kappa(J) = \sqrt{\frac{2 + Y + \sqrt{Y^2 + 8c\alpha^2}}{2(1 - Y)}} \quad (4.34)$$

$$\text{avec } c\theta_2 = \frac{c\alpha_0 c\theta + s\alpha_0 c\psi s\theta - c\alpha_1 c\alpha_2}{-s\alpha_1 s\alpha_2}$$

Les expressions concernant la dextérité sont différentes entre le manipulateur plan 2R et le poignet sphérique, comme le montrent les parties droites des Figures 4.35 et 4.36.

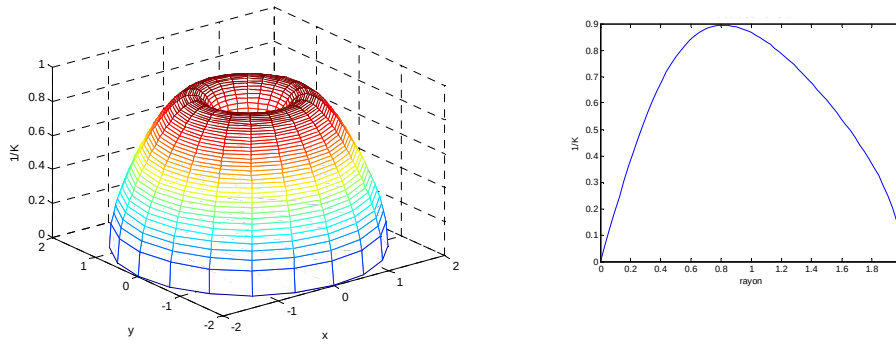


Figure 4.35. Tracés 3D et 2D de la dextérité du manipulateur 2R pour $l_1 = l_2 = 1$.

Pour $\alpha_0 = 0^\circ$, on retrouve l'allure de la courbe obtenue pour un manipulateur plan 2R, Figure 4.35, elle présente un changement de courbure du fait que l'expression de la dextérité pour le poignet sphérique incliné est différente selon les valeurs de θ_2 (4.33) et (4.34).

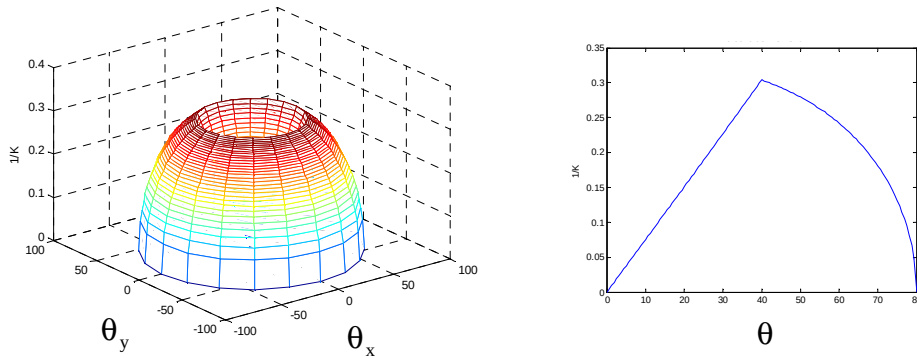


Figure 4.36. Tracés 3D et 2D de la dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 0^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$ pour θ variant de 0 à 80° .

Nous avons représenté la dextérité Figure 4.37, pour $\alpha_0 = 20^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$. Il y a présence de singularités pour $\theta = 20^\circ$ et $\theta = 60^\circ$. L'inclinaison du poignet sphérique d'un angle α_0 permet de déplacer la singularité.

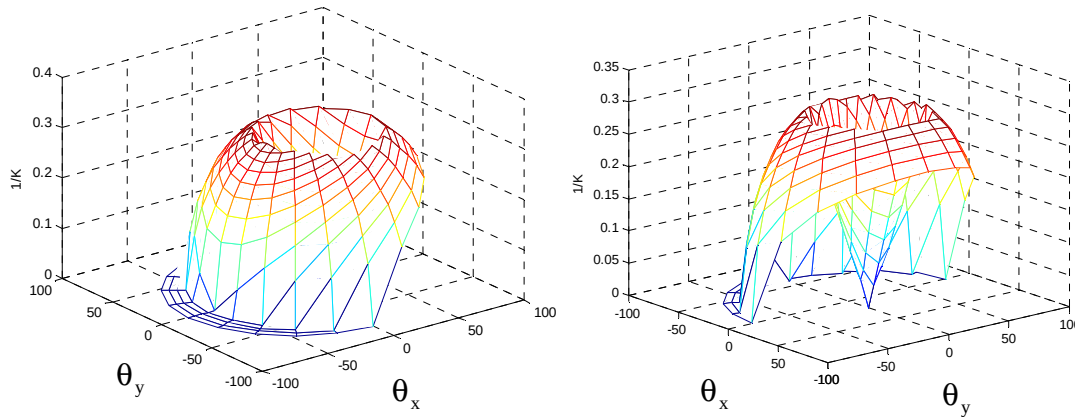


Figure 4.37. Tracés 3D de la dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 20^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$ pour θ variant de 0° à 80° (sous deux points de vue différents).

La surface représentant la dextérité pour les valeurs issues de l'optimisation avec la technique sous contrainte présentée au paragraphe 4.3.3 est montrée Figure 4.38.

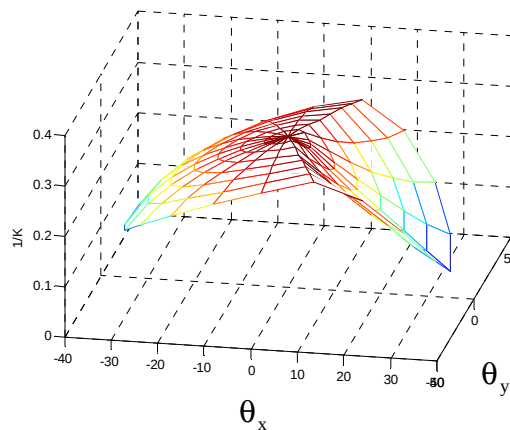


Figure 4.38. Tracés 3D de la dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 42^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$ pour θ variant de 0° à 35°

Cette optimisation nous donne une valeur maximale de la dextérité au centre de l'espace de travail, ce qui est intéressant, car c'est une position très utilisée par le médecin. La valeur diminue progressivement mais n'atteint pas de valeur nulle si on considère $0^\circ < \theta < 35^\circ$.

4.3.4.3 – Performance cinématique : manipulabilité ou dextérité ?

Lorsque l'on fait l'optimisation sous contrainte avec la manipulabilité comme indice de performance cinématique, on trouve les paramètres suivants : $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$. Lorsque l'on fait l'optimisation sous contrainte avec la dextérité comme indice de performance cinématique, on trouve les paramètres suivants : $\alpha_0 = 42^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$.

Peut-on faire le parallèle avec le comportement d'un robot 2R où le nombre de conditionnement donne une valeur plus faible pour la longueur du second bras ($l_2 = \frac{\sqrt{2}}{2} l_1$)

que lorsque cette optimisation est faite avec la manipulabilité ($l_1 = l_2$) ?

On a montré que l'inclinaison du poignet d'angle α_0 permettait de déplacer la singularité et qu'il y avait une analogie entre les deux types de robots pour le calcul de la manipulabilité. Divers auteurs ont donné des définitions de la dextérité, du conditionnement et de la manipulabilité.

L'indice de manipulabilité en vitesse constitue en un point donné, et pour une configuration articulaire donnée, une mesure de l'aptitude de l'effecteur à se déplacer à partir de ce point. La mesure de manipulabilité est une mesure locale et valide dans certaines positions seulement [Kucuk,06].

L'indice de conditionnement local $1/K$ permet d'évaluer la précision de contrôle, la dextérité et l'isotropie d'un mécanisme [Angeles, 88]. La dextérité peut être définie comme la capacité à se déplacer ou appliquer des forces ou des couples dans des directions arbitraires avec une égale facilité [Angeles, 08].

Ces critères cinématiques ont été utilisés pour l'optimisation de divers systèmes robotiques : Salisbury et Craig ont utilisé le nombre de conditionnement de la matrice jacobienne comme critère d'optimisation pour obtenir les dimensions des doigts d'une main articulée [Salisbury, 82]. Le même critère a été utilisé par Angeles pour concevoir un manipulateur à 3 ddl et un poignet sphérique [Angeles, 87]. Il a également été choisi pour l'optimisation cinématique de manipulateurs parallèles [Gosselin, 88], [Gosselin, 89]. D'autres auteurs ont utilisé la valeur singulière minimale et le nombre de conditionnement [Stoughton, 87].

Pour un robot de télé-échographie, nous avons besoin d'une capacité à se déplacer dans toutes les directions mais moins besoin de précision avec laquelle les vitesses opérationnelles de consigne pourront être suivies à partir des vitesses articulaires. L'expert déplace la sonde fictive en fonction de l'image échographique reçue, il corrige la position de la sonde réelle. Nous pensons alors que l'indice de dextérité est un critère plus approprié à un robot de télé-échographie car il indique la capacité à se déplacer dans toutes les directions. L'optimisation donne des valeurs de paramètres de conception plus faibles donc elle permet d'avoir un robot plus compact.

4-4. Optimisation des paramètres géométriques α_0 , α_1 et α_2 .

Nous réalisons une nouvelle optimisation en considérant la compacité et la dextérité pour déterminer les paramètres de conception du poignet sphérique incliné α_0 , α_1 et α_2 . Dans ce cas, nous ne considérons plus que les angles entre les liaisons rotoïdes α_1 et α_2 sont égaux comme dans les optimisations précédentes. Nous devons tout d'abord déterminer les critères de conception : la dextérité et la compacité.

4.4.1 – Dextérité

Nous avons vu que la dextérité est définie par : $\frac{1}{K} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}}$ avec σ comme valeurs propres de la matrice $J_{\omega}^T J_{\omega}$. Pour le poignet sphérique incliné :

$$J_{\omega}^T J_{\omega} = \begin{bmatrix} 1 & c\alpha_1 & Y \\ c\alpha_1 & 1 & c\alpha_2 \\ Y & c\alpha_2 & 1 \end{bmatrix} \quad Y = -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + c\alpha_1 c\alpha_2 \quad (4.35)$$

L'équation $\det(J_{\omega}^T J_{\omega} - \sigma^2 I) = 0$ conduit à l'équation du troisième degré :

$$X^3 - (c\alpha_1^2 + c\alpha_2^2 + Y^2)X + 2c\alpha_1 c\alpha_2 Y = 0 \quad \text{avec } X = 1 - \sigma^2 \quad (4.36)$$

$$\text{L'équation est de type : } X^3 + pX + q = 0 \quad (1) \quad (4.37)$$

avec $p = -(c\alpha_1^2 + c\alpha_2^2 + Y^2)$ et $q = 2c\alpha_1 c\alpha_2 Y$

Nous résolvons cette équation par la méthode de Cardan.

On pose $X = u + v$

$$\text{On obtient l'équation de la forme : } u^3 + v^3 + (u + v)(3uv + p) + q = 0 \quad (4.38)$$

$$\text{Ce qui entraîne le système suivant : } \begin{cases} u^3 + v^3 = -q \\ u^3 v^3 = -\frac{p^3}{27} \end{cases} \quad (4.39)$$

u^3 et v^3 étant deux complexes dont on connaît la somme et le produit, ils sont les racines de l'équation du second degré :

$$x^2 + qx - \frac{p^3}{27} = 0 \quad (4.40)$$

On calcule le discriminant : $\Delta = q^2 + \frac{4}{27}p^3$

$$\text{Si } \Delta > 0 \quad x_1 = u^3 = \frac{-q + \sqrt{\Delta}}{2} \quad \text{et } x_2 = v^3 = \frac{-q - \sqrt{\Delta}}{2} \quad (4.41)$$

$$\text{Si } \Delta < 0 \quad x_1 = u^3 = \frac{-q + i\sqrt{\Delta}}{2} \quad \text{et } x_2 = v^3 = \frac{-q - i\sqrt{\Delta}}{2} \quad (4.42)$$

$$\text{Si } \Delta = 0 \quad u^3 = v^3 = -\frac{q}{2} \quad (4.43)$$

Les solutions sont :

$u_1 = (u^3)^{(1/3)}$	$v_1 = (v^3)^{(1/3)}$	$X_1 = u_1 + v_1$	$\sigma_1 = \sqrt{(1 - X_1)}$
$u_2 = i(u^3)^{(1/3)}$	$v_2 = i^2(v^3)^{(1/3)}$	$X_2 = u_2 + v_2$	$\sigma_2 = \sqrt{(1 - X_2)}$
$u_3 = i^2(u^3)^{(1/3)}$	$v_3 = i(v^3)^{(1/3)}$	$X_3 = u_3 + v_3$	$\sigma_3 = \sqrt{(1 - X_3)}$

Pour le poignet sphérique :

$$\Delta = (2Yc\alpha_1c\alpha_2)^2 - \frac{4}{27}(c\alpha_2^2 + c\alpha_1^2 + Y^2)^3 \text{ avec } Y = -s\alpha_1s\alpha_2c\theta_2 + c\alpha_1c\alpha_2 \quad (4.44)$$

Dans le cas où $0^\circ < \theta < 35^\circ$, $30^\circ < \alpha_0 < 50^\circ$, $30^\circ < \alpha_1 < 50^\circ$ et $30^\circ < \alpha_2 < 50^\circ$, le discriminant est négatif : $\Delta < 0$.

L'équation (4.36) possède 3 solutions réelles :

$$\begin{cases} X_1 = u + \bar{u} \\ X_2 = iu + i\bar{u} \\ X_3 = i^2u + i^2\bar{u} \end{cases} \text{ avec } u = \sqrt[3]{\frac{-q + i\sqrt{-\Delta}}{2}} \quad (4.45)$$

On obtient alors les valeurs propres de $J_\omega^T J_\omega$:

$$\sigma_1 = \sqrt{(1 - X_1)}, \sigma_2 = \sqrt{(1 - X_2)}, \sigma_3 = \sqrt{(1 - X_3)}$$

On compare ces trois valeurs pour trouver $\frac{1}{K} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}}$.

4.4.2 – Compacité

La compacité du mécanisme a été définie comme le volume occupé par le mécanisme pendant son fonctionnement. L'angle du cône qui enveloppe la structure pendant le balayage de l'espace de travail, est égal à l'angle maximum d'inclinaison que peut prendre le poignet sphérique incliné. Cet angle δ avait été jusqu'alors défini par une expression déterminée par une projection du poignet sphérique dans le plan. Nous constatons que cet angle δ est donné par la position de l'axe de l'articulation 2, z_2 par rapport à l'axe z_0 , Figure 4.39.

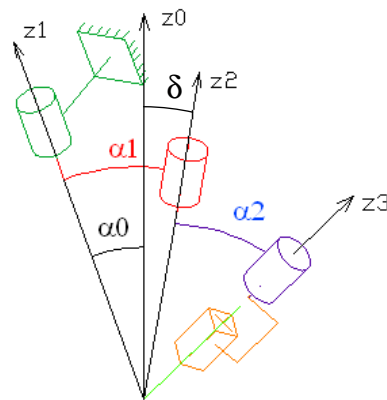


Figure 4.39. Schéma cinématique du robot Estele décalé d'un angle α_0 .

$$\text{Sur le schéma, on peut voir que : } \cos(\delta) = (z_2 \cdot z_0) \quad (4.46)$$

On a alors l'angle maximal d'inclinaison du poignet sphérique tel que :

$$\delta = \max(A \cos(z_2 \cdot z_0)) \quad (4.47)$$

On reprend les matrices de transformations définies paragraphe 3.2.1, à partir du tableau des paramètres de Denavit-Hartenberg, on obtient les deux matrices suivantes :

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & 0 \\ c\alpha_0 s\theta_1 & c\alpha_0 c\theta_1 & -s\alpha_0 & 0 \\ s\alpha_0 s\theta_1 & s\alpha_0 c\theta_1 & c\alpha_0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.48) \quad {}^1T_2 = \begin{bmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & 0 \\ c\alpha_1 s\theta_2 & c\alpha_1 c\theta_2 & -s\alpha_1 & 0 \\ s\alpha_1 s\theta_2 & s\alpha_1 c\theta_2 & c\alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.49)$$

$${}^0T_2 = {}^0T_1 {}^1T_2 \quad (4.50)$$

$${}^0T_2 = \begin{bmatrix} c\theta_1 c\theta_2 - s\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 & -c\theta_1 s\theta_2 - s\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 & s\theta_1 s\alpha_1 & 0 \\ c\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2 & -c\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + c\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 - s\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2 & -c\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 - s\alpha_0 c\alpha_1 & 0 \\ s\alpha_0 s\theta_1 c\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 s\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 s\theta_2 & -s\alpha_0 s\theta_1 s\theta_2 + s\alpha_0 c\theta_1 c\alpha_1 c\theta_2 + c\alpha_0 s\alpha_1 c\theta_2 & -s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{On en déduit } z_2 \cdot z_0 = -s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1. \quad (4.51)$$

La compacité locale a été définie paragraphe 3.4.1 par la relation : $C(\psi, \theta) = 1 - \frac{\delta}{\theta_s}$

$$\text{On obtient alors : } C(\psi, \theta) = 1 - \frac{\max(a \cos(-s\alpha_0 c\theta_1 s\alpha_1 + c\alpha_0 c\alpha_1))}{\theta_s} \quad (4.52)$$

Les valeurs sont intégrées sur l'espace de travail pour avoir les valeurs globales.

4.4.3 – Optimisation

4.4.3.1 - Optimisation avec agrégation des critères dextérité et compacité

Lorsque l'on considère la fonction objectif : $f_{05} = \gamma_5 \times C_g + (1 - \gamma_5) \times (\frac{1}{K})_g$ (4.53), les valeurs de conception dépendent du choix de γ_5 . Les valeurs optimales de la fonction objectif sont présentées dans le tableau, Figure 4.40 :

γ_5	α_0	α_1	α_2	f_{05}
0	45°	45°	45°	0,2905
0,3	45°	45°	44,1°	0,2876
0,35	45°	45°	40,83°	0,25
0,4	35,5°	40,8°	30,8°	0,2508
0,5	35°	40°	30°	0,269

Figure 4.40. Valeurs maximales de α_0 , α_1 et α_2 pour différentes valeurs de γ_5 .

On remarque que lorsque l'on ne donne pas de poids à la compacité, la maximisation donne des valeurs importantes des paramètres de conception. Ceci montre que la dextérité augmente en même temps que les paramètres de conception. Si on donne plus de poids à la compacité,

les paramètres α_0 et α_2 diminuent plus fortement que α_1 . La compacité tend dans un premier temps à faire diminuer α_2 . L'angle α_1 entre les liaisons rotoïdes 1 et 2 est le plus influent sur la dextérité.

Le problème de choisir une conception optimale lorsque les mesures de α_1 et α_2 diffèrent ($\alpha_1 = 40^\circ$ et $\alpha_2 = 30^\circ$) est qu'il y a une zone de l'espace de travail qui n'est pas accessible, voir Figure 4.41.

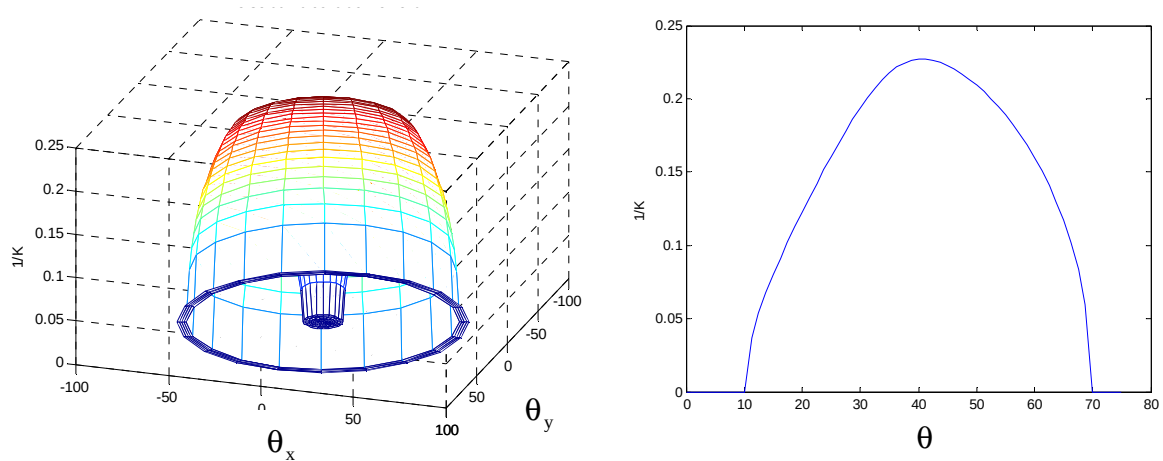


Figure 4.41. Dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = 40^\circ$ et $\alpha_2 = 30^\circ$.

Si on incline le poignet sphérique, de $\alpha_0 = 35^\circ$, la singularité est déplacée Figure 4.42, il y en a une pour $\theta = 25^\circ$. Ceci n'est pas acceptable si l'on souhaite un espace de travail sans singularité.

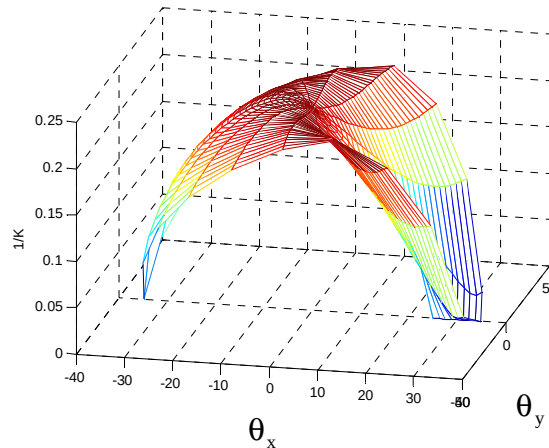


Figure 4.42. Dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 35^\circ$, $\alpha_1 = 40^\circ$ et $\alpha_2 = 30^\circ$.

4.4.3.2 Optimisation de la dextérité sous contrainte

Lorsque l'on veut maximiser la dextérité sous contraintes du cahier des charges, on obtient les valeurs suivantes :

La dextérité est maximale (0,2473) lorsque $\alpha_0 = 42,2^\circ$, $\alpha_1 = 40^\circ$ et $\alpha_2 = 40^\circ$.

Cette optimisation donne des résultats analogues aux premières optimisations. Bien que les angles α_1 et α_2 puissent prendre des valeurs différentes, la valeur de la fonction objectif est maximale pour $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$, Figure 4.43. Il n'y a pas de singularité sur l'espace de travail.

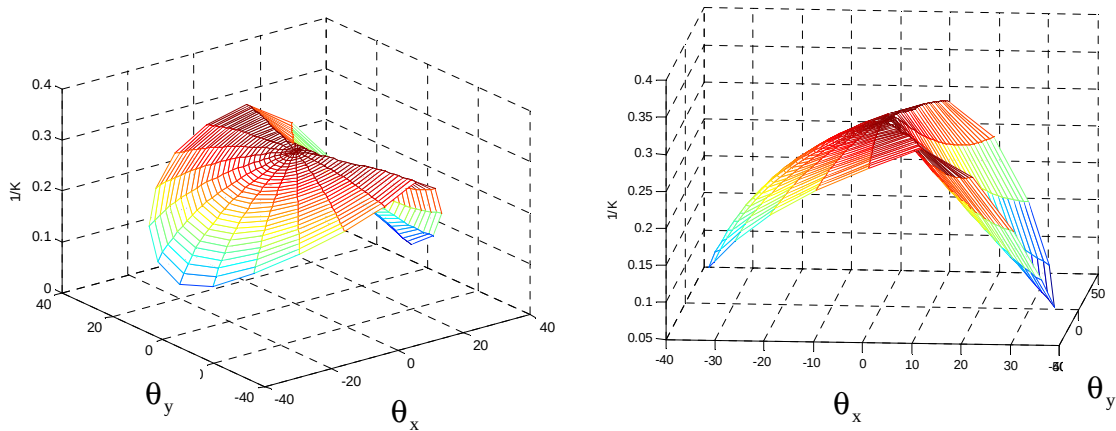


Figure 4.43. Dextérité du poignet sphérique pour $\alpha_0 = 42,2^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$ (sous deux points de vue différents).

4.4.3.3 - Optimisation avec agrégation des critères sous la contrainte d'espace de travail.

Pour cette nouvelle optimisation, nous nous plaçons dans le cas où les deux paramètres géométriques α_1 et α_2 sont identiques. En effet, l'étude précédente nous a montré qu'il était préférable que les deux angles soient les mêmes pour que tout l'espace de travail soit accessible. Nous utilisons une combinaison des deux méthodes d'optimisation vues précédemment : optimisation par agrégation des critères compacité et dextérité et optimisation sous contrainte. Nous souhaitons maximiser la fonction objectif $f_{o6} = \gamma_6 C_g + (1 - \gamma_6) \left(\frac{1}{K}\right)_g$ sous contraintes d'espace de travail obligatoire et de sécurité. L'ensemble des solutions obtenues lorsque l'on fait varier γ_6 sont présentées Fig. 4.44.

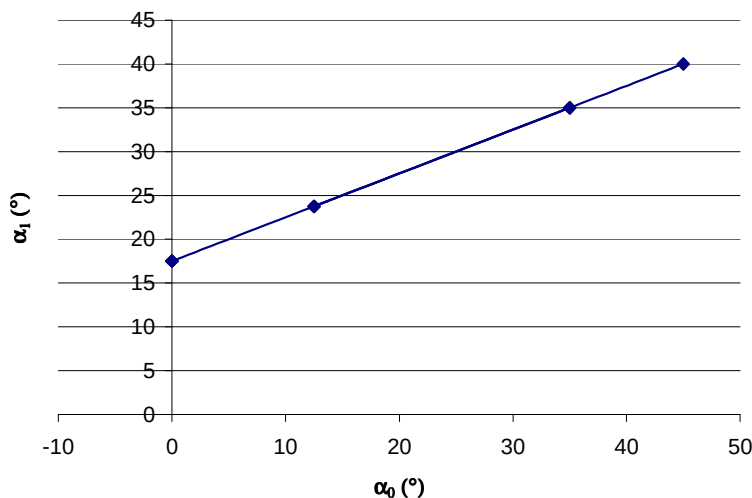


Figure 4.44. Ensemble des solutions optimales de conception du poignet sphérique incliné.

On obtient quatre solutions distinctes :

Lorsque l'on favorise la compacité (grande valeur de γ_6), on obtient un robot de conception de type robot Teresa qui est de petite taille ($\alpha_0 = 0^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 17,5^\circ$), mais qui possède une singularité au centre de l'espace de travail.

A l'inverse pour de faibles valeurs de γ_6 , la fonction objectif est maximale pour les valeurs $\alpha_0 = 45^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$, ce qui correspond à la structure Estele 2 déterminée lors de la première optimisation réalisée avec agrégation des critères de manipulabilité et de compacité. Cette solution valide toutes les contraintes du cahier des charges, mais elle donne une structure plus large de 40 mm que celle du robot Estele actuel.

Puis, nous obtenons deux solutions intermédiaires :

- une solution peu encombrante qui possède une singularité dans l'espace de travail dans une zone moins gênante que celle du robot Teresa ayant pour paramètres géométriques $\alpha_0 = 12,5^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 23,75^\circ$,
- une solution sans singularité sur l'espace de travail mais plus imposante car les angles sont plus importants $\alpha_0 = 35^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 35^\circ$.

Une solution possédant une singularité dans l'espace de travail est acceptable dès lors que la zone singulière est peu fréquentée par le médecin. Pendant le déplacement de la sonde, il est possible de passer par une position singulière, sans perturbation des commandes articulaires, si on a continuité de la tangente à la trajectoire. De plus, une gestion de la commande permettant d'éviter le passage par le point singulier a donné satisfaction sur le robot Teresa. La singularité centrale du poignet sphérique reste gênante dans la situation de Teresa, car c'est la position de référence du médecin et en ce point il procède à de nombreux changements de directions. La solution intermédiaire avec singularité déportée paraît de ce fait, être intéressante à développer.

Naturellement la solution la plus compacte sans singularité, $\alpha_0 = 35^\circ$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = 35^\circ$, sera aussi à envisager si la structure Estele 2 que nous souhaitons développer est trop encombrante.

Conclusion

Les différentes optimisations ont montré que le choix des critères de conception était très important pour le résultat de l'optimisation. Nous avons opté dans un premier temps pour la considération de deux critères du cahier des charges : la manipulabilité et la compacité. Nous avons réalisé deux types d'optimisations l'une avec agrégation des critères, l'autre est une optimisation de la performance cinématique sous contraintes imposées par le cahier des charges.

Nous avons analysé la différence entre la manipulabilité et la dextérité afin de savoir quelle était la performance cinématique la plus appropriée à notre situation. Le critère de dextérité paraît être le plus adapté à ce problème de conception de robot de télé-échographie. Nous avons ensuite affiné notre optimisation en déterminant la dextérité lorsque les trois paramètres de conception du robot α_0 , α_1 et α_2 sont indépendants. L'optimisation sous contrainte nous donne des résultats analogues à ceux obtenus par agrégation des critères.

Lorsque nous considérons les paramètres de conception α_1 et α_2 identiques, et que nous combinons les méthodes d'optimisation par agrégation de critères et optimisation sous contraintes, nous obtenons un front de Pareto de quatre solutions optimales.

Les deux plus compactes possèdent une singularité dans l'espace de travail qui pourrait cependant être gérée par une loi de commande adaptée. Les deux autres solutions sont plus encombrantes mais présentent de meilleures performances cinématiques.

Le choix final de la meilleure conception du robot de télé-échographie sera réalisé par le médecin lors d'expérimentations sur prototypes.

Nous allons, dans la phase de conception préliminaire définir les formes et les dimensions d'une de ces solutions. Notre choix se porte vers Estele 2, solution qui offre la meilleure dextérité.

Chapitre 5

Démarche de conception de robot médical appliquée au robot de télé-échographie

Résumé

Ce chapitre porte sur la démarche de conception et plus particulièrement sur la phase de conception préliminaire appliquée au robot de télé-échographie. Cette conception est réalisée à partir de la structure cinématique de poignet sphérique inclinée et optimisée telle qu'elle a été décrite dans le chapitre précédent. Dans un premier temps, nous définissons le processus de conception choisi. Puis, nous décrivons la démarche de conception préliminaire permettant de valider les formes et dimensions du robot, d'animer une maquette numérique élaborée sur logiciel de conception assistée par ordinateur et de comparer les résultats d'optimisation obtenus au chapitre précédent à l'aide de cette maquette. Ensuite, nous présentons la maquette réelle fabriquée en prototypage et issue du modèle numérique. Après, nous détaillons une étape de conception collaborative destinée à améliorer l'ergonomie et l'esthétique du robot. En conclusion, nous proposons une démarche complète de conception de robot médical.

Introduction	p 132
5.1 – Processus de conception	p 132
5.1.1 – Les différentes phases du processus de conception	p 132
5.2.2 – Typologie de conception	p 133
5.2 – Conception préliminaire d'Estele 2	p 134
5.2.1 – Le modèle numérique d'Estele	p 135
5.2.2 – Le modèle CAO d'Estele 2	p 136
5.2.3 – Les actionneurs d'Estele 2	p 137
5.2.4 – Validation des formes et dimensions	p 139
5.2.5 – Simulation cinématique	p 141
5.2.6 – Optimisations	p 143
5.3 – Maquette d'Estele 2	p 144
5.3.1 – Prototypage	p 145
5.3.2 – Maquette réelle	p 146
5.4 – Conception collaborative	p 147
5.4.1 – Cahier des charges dédié « Design »	p 147
5.4.2 – Phase de recherches	p 148
5.4.3 – Phase de développement	p 149
5.4.4 – Maquettes	p 150
5.5 – Démarche de conceptions de robots médicaux	p 151
5.5.1 – Remarques sur le processus de conception	p 151
5.5.2 – propositions de méthodologie de robots médicaux	p 151
Conclusion	p 153

Introduction

La conception peut être définie comme une activité intellectuelle et cognitive particulièrement complexe faisant intervenir en permanence plusieurs processus de raisonnement et utilisant plusieurs sources de connaissances, [Brown, 98]. Elle diffère des sciences dites exactes, car, comme nous avons pu le souligner au chapitre 4, le dispositif conçu est souvent un compromis qui répond plus ou moins bien aux différents critères du cahier des charges car ceux-ci sont souvent antagonistes et/ou contradictoires.

Le concepteur doit transformer un besoin exprimé en une description du produit qui peut être représentée sous formes graphiques ou numériques. Le processus de conception est un enrichissement élaboré au fur et à mesure de nombreux modèles de représentation des connaissances : le modèle conceptuel, le modèle spatial (regroupant les modèles topologique, morphologique et géométrique) et le modèle physique. Pour cela, différentes étapes doivent être suivies pour décrire précisément le processus de conception complet.

5.1 - Processus de conception

5.1.1 - Les différentes phases du processus de conception

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont proposé des décompositions du processus de conception en phases, [Scavaretti, 04] présente les différentes descriptions en question. Le nombre de phases et leurs descriptions diffèrent selon le type de produit, le niveau de spécification, les besoins, les connaissances disponibles ou encore selon les domaines de conception. Selon Suh, il existe plusieurs pratiques et démarches de conception, mais une trame est commune à toutes les activités de conception [Suh, 90] :

- connaître et comprendre les besoins du client,
- définir le problème à résoudre pour satisfaire les besoins,
- conceptualiser la solution,
- effectuer l'analyse, pour optimiser la solution proposée,
- vérifier la conception obtenue pour voir si elle répond aux besoins clients initiaux.

Le processus couramment adopté est celui de [Pahl, 96]. Il se décompose en quatre grandes phases, exécutées séquentiellement, présentées sur le graphe de la Figure 5.1 :

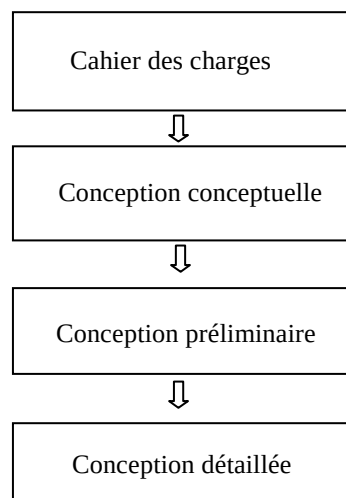


Figure 5.1. *Processus de conception de Pahl.*

Dans le contexte de conception de robot médical, après que le médecin ait exprimé le besoin de robot pour une application spécifique, il faut analyser le geste médical afin de déterminer les contraintes robotiques et les contraintes spécifiques à cette application. Ensuite, le cahier des charges est élaboré. A titre d'exemple, le cahier des charges du robot de télé-échographie a été détaillé au chapitre 3.

Dans la phase de conception conceptuelle (conceptual design), les principes de solutions répondant au besoin sont recherchés sous forme de schémas et sont évalués. Des solutions existantes ou des propositions nouvelles peuvent être formulées. C'est la phase de « génération des concepts » pour [Chandrasekaran, 90]. Dans le cadre de notre application particulière, nous avons proposé un outil de conception, au chapitre 2, qui à partir d'un ensemble de contraintes du cahier des charges permet de retenir une morphologie de robot médical.

Les concepts choisis dans la phase précédente sont développés par une définition complète du dispositif en phase de conception préliminaire (embodiment design). Le concepteur dimensionne et agence les composants. Plusieurs solutions possibles de structure d'agencement ou d'architectures peuvent être évaluées. Dans ce chapitre, afin d'illustrer la démarche générique, nous allons détailler la démarche particulière que nous avons suivie pour la conception préliminaire du robot de télé-échographie.

La phase de conception détaillée est la phase finale du processus de conception. Chaque composant est complètement défini en spécifiant les dimensions, les tolérances de fabrication, les matériaux, les schémas et les plans détaillés. Cette phase s'accompagne souvent par la réalisation d'un prototype physique utilisé pour une réalisation des essais et pour la validation avec le client. Nous n'abordons pas cette dernière phase dans ce manuscrit.

Pour notre conception de robot médical, nous avons effectué des phases de vérification et de validation des résultats tout le long du processus de conception grâce, d'une part à des simulations numériques et d'autre part par l'observation et la manipulation d'une maquette réelle. Ces phases ont été possibles grâce à l'amélioration des outils de CAO.

La démarche de conception pouvant différer selon le type de conception concerné, il nous est apparu nécessaire de définir celui-ci avec précision.

5.1.2 - Typologie de conception

Deux types de conception ont été mentionnés dans la littérature :

- la conception routinière,
- la conception nouvelle.

5.1.2.1 - La conception routinière

Dans ce type de conception, les connaissances à exploiter sont clairement identifiées et les plans d'action du processus de conception sont globalement connus [Brown, 85]. Le concepteur améliore et modifie des solutions antérieures. La conception routinière, appelée également reconception, représente environ 80 % des activités de conception mécanique [Vargas, 95]. Pour la conception du robot de télé-échographie Estele 2, nous sommes dans ce type de conception dès lors que l'équipe a déjà développé plusieurs prototypes répondant à cette application médicale.

5.1.2.2 - La conception nouvelle

En conception nouvelle (innovante ou créative), les connaissances initiales (expression de besoin, technologie à exploiter) sont globalement connues mais les plans d'action du processus sont à déterminer. Pour ce type de conception, des actions de veille technologique, de recherche et développement sont menées dans plusieurs domaines, Figure 5.2. Dans cette situation, un outil d'aide aux concepteurs pourrait être utile afin d'éviter des erreurs.

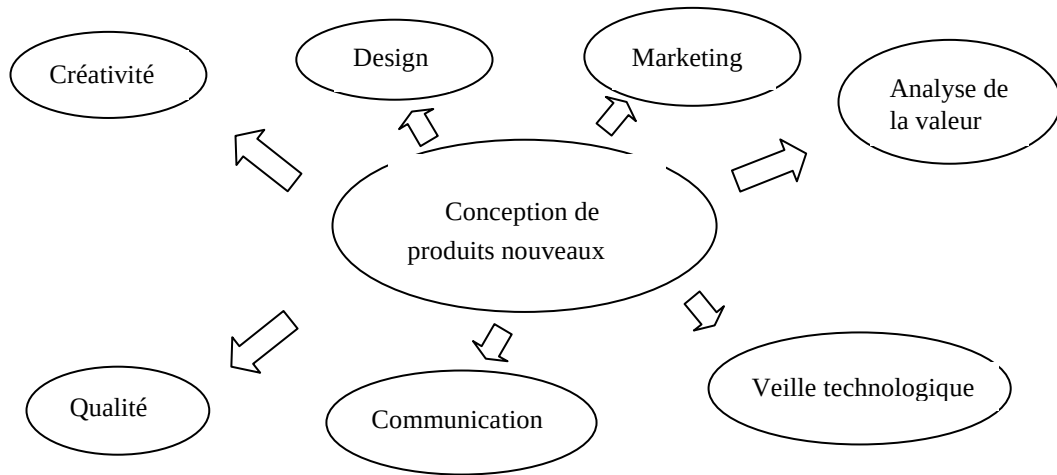


Figure 5.2. Domaines participant à la conception nouvelle de produits.

Les méthodes de créativité sont nombreuses. Elles peuvent être systématiques, aléatoires ou structurées. Dans cette dernière catégorie, on trouve les méthodes utilisées en conception mécanique (conception innovante C-K, TRIZ, analyse de la valeur, CDCF...).

La problématique de conception en robotique médicale se situe souvent dans cette catégorie. Nous avons cependant choisi de développer notre démarche à partir d'un exemple de reconception pour tirer profit de notre expérience et de notre savoir-faire afin de proposer une démarche qui puisse s'appliquer quel que soit le type de conception concerné.

Nous allons détailler la démarche pour la phase de conception préliminaire que nous avons suivie pour reconcevoir le robot de télé-échographie Estele 2.

5.2 – Conception préliminaire d'Estele 2

Après avoir présenté les deux premières étapes du processus de conception dans le paragraphe précédent, nous allons nous focaliser sur l'étape de conception préliminaire à partir de l'exemple du robot de télé-échographie Estele 2. Cette phase concerne le choix des composants mécaniques (actionneurs, systèmes de transmission) et la définition des formes des pièces. Elle constitue une étape primordiale à la conception du robot à développer.

Nous allons dans un premier temps exposer le modèle numérique spatial du robot Estele, robot que nous souhaitons reconcevoir, puis définir celui du concept validé au chapitre 3, Estele 2. Nous détaillerons ensuite les phases de validation qui ont été réalisées à partir de ce modèle numérique.

5.2.1 – Le modèle numérique d’Estele

Le modèle numérique du robot Estele a été réalisé à l’aide du logiciel de CAO Catia V5, Figure 5.3. Ce modèle est constitué d’un bâti, d’un bras 1, d’un bras 2, d’un support de translation, d’un support de sonde, de la sonde et des mécanismes réalisant les liaisons. La bâti est composé d’une barre centrale liée au support de bras 1, de deux barres latérales sur lesquelles sont fixées deux poignées (grâce auxquelles l’assistant maintient le robot sur le patient, Figure 5.4), de deux barres inférieures inclinées se fixant dans la couronne reposant sur le patient et des fixations entre ces éléments. Les modèles des pièces sont entièrement paramétrés afin de pouvoir faire évoluer facilement les dimensions du modèle global.

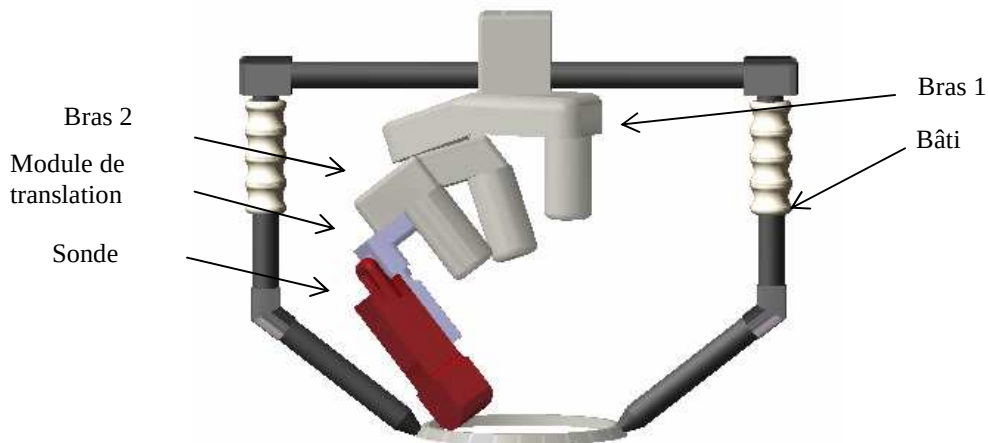


Figure 5.3. *Modèle CAO du robot Estele.*

Afin de se rendre compte de l’encombrement engendré en situation médicale, nous avons intégré le modèle numérique d’Estele ainsi construit dans un modèle d’environnement dans lequel figure un patient virtuel, un assistant (possédant tous les deux des mensurations standards) et une table, Figure 5.4. Nous avons ainsi pu vérifier que les dimensions de la maquette étaient cohérentes, que le robot peut être tenu sans pénibilité par l’assistant et qu’il n’est pas trop volumineux sur le corps du patient.

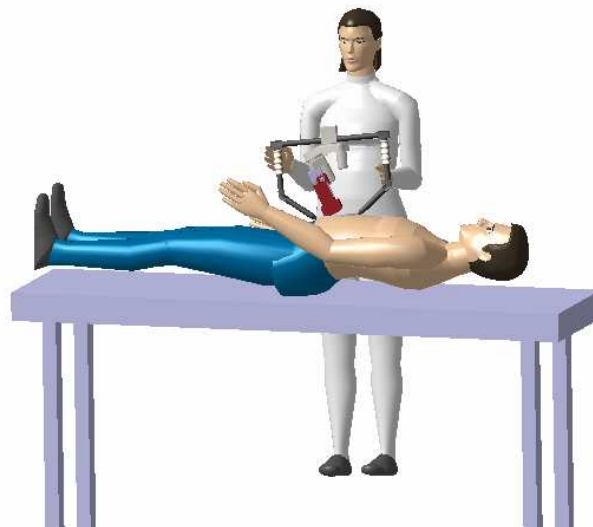


Figure 5.4. *Robot Estele posé sur le patient tenu par une assistante.*

Ce modèle numérique a constitué un stade préliminaire à la réalisation du modèle Estele 2. L'analyse de cette configuration dite « antérieure » est une étape importante en conception routinière, car il est toujours nécessaire de tenir compte des solutions préalables pour éviter de faire des erreurs de conception.

5.2.2 – Le modèle CAO d'Estele 2

Le modèle CAO d'Estele 2 est ainsi issu de modifications et évolutions du modèle numérique d'Estele, Figure 5.5. La première transformation a consisté en la création d'un arceau circulaire pour permettre l'inclinaison du poignet sphérique par rapport à la normale à la peau du patient. L'augmentation de largeur engendrée par cette inclinaison a été compensée par l'introduction d'une bielle d'ajustement. La longueur de celle-ci étant automatiquement calculée dans le modèle en fonction de l'angle d'inclinaison α_0 du poignet sphérique. La longueur du bras gauche du bâti a été augmentée afin que ce bras puisse se fixer sur l'arceau circulaire.

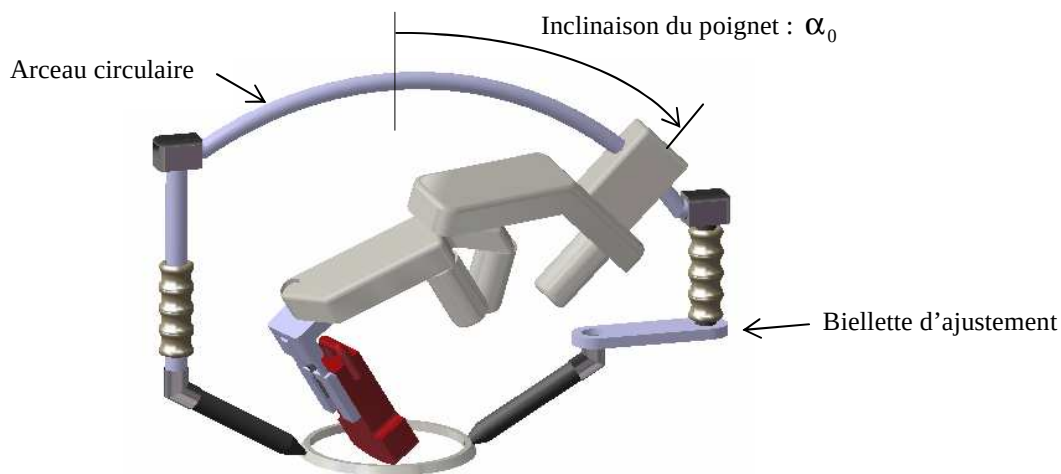


Figure 5.5. *Modèle numérique du robot Estele 2.*

Le modèle numérique est construit avec l'angle d'inclinaison α_0 variable de 30° à 45° et les angles entre les liaisons rotoïdes $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$. Ces augmentations d'angles par rapport au robot Estele ($\alpha_0 = 0^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 22,5^\circ$), ont conduit à augmenter les longueurs des bras 1 et bras 2, afin de maintenir la concourance des axes des liaisons rotoïdes au centre de la couronne.

Le robot nouvellement modélisé dépasse de 100 mm Estele, car l'angle d'inclinaison du poignet sphérique α_0 est réglable avec pour valeur maximale 45° . Pour obtenir un modèle plus compact, nous avons réduit la taille de l'arceau circulaire, qui ne va plus jusqu'au bras gauche du bâti, Figure 5.6. Ainsi la dimension de ce bras a pu être réduite. De plus, la bielle a été supprimée et des butées ont été rajoutées pour limiter la variation d'inclinaison du poignet sphérique.

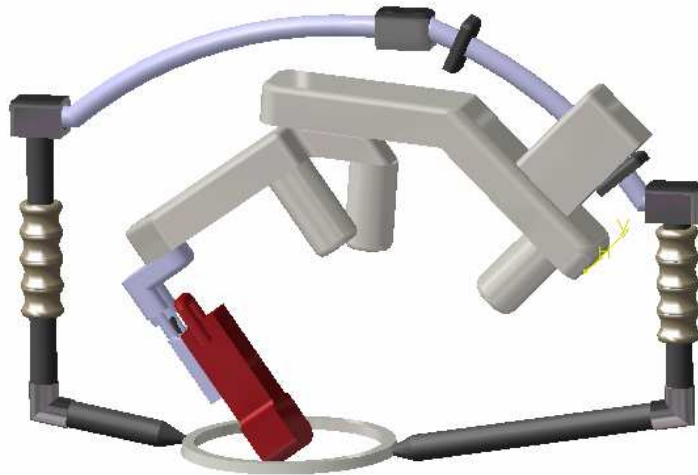


Figure 5.6. *Modèle numérique compact du robot Estele 2.*

Tous les angles entre les liaisons rotoïdes sont paramétrés afin de pouvoir changer facilement les dimensions de la maquette. Dès lors que la valeur des angles est modifiée, il faut veiller à conserver la concourance des axes de rotation.

Lorsque le modèle numérique du robot est réalisé, il faut choisir les actionneurs et déterminer leurs emplacements pour finaliser la forme des bras sur lesquels ils sont montés.

5.2.3 – Les actionneurs

Les actionneurs choisis pour le robot de télé-échographie doivent répondre au cahier des charges suivant :

- le couple qu'ils doivent fournir est de 300 mNm,
- l'effort exercé suivant l'axe de la sonde est de 20 N,
- la vitesse de translation maximale de la sonde est de 30 mm/s,
- la vitesse angulaire des bras du robot est de 0,5 rad/s,
- l'ensemble doit avoir une bonne compacité afin de réduire les effets d'inertie, de limiter la masse et ne pas encombrer l'espace environnant.

Nous avons répertorié les actionneurs de quinze robots médicaux : Otelo, Ter, Dermanob, Hippocrate, CT-Bot, Padyc, Drimis, MC2E, RTW, URS-Evolution, Aesop, LPR, Unomedic, B-Rob I et Robopoint, Figure 5.7.

Otelo	moteurs à courant continu harmonic drive capteur de force actionneur pas à pas linéaire capteur de position relatif avec indicateur Fc
Ter	muscles artificiels
CT-Bot	moteurs piezo-électrique C= 5N.m harmonic drive marqueurs stéréotaxiques
Dermarob	réducteurs harmoniques moteurs pas à pas 2 résolveurs sur chaque axe chariot mobile avec patins bloquants contrepoids mobile de 50kg capteur potentiométrique sur 1er axe
Hippocrate	moteur pas à pas+réducteur 2 résolveurs limiteurs de couple freins par manque de courant câbles intégrés à la structure arrêts d'urgence
Padyc	capteur d'effort codeur 2 mécanismes roues libres débrayables freins sur 3 articulations
Drimis	micro-moteurs capteurs inductifs incrémentaux ou capteur magnétique effet Hall plastique PEEK ou Torlon actionneurs proche articulations
MC2E	transmission à galets pressent instrument 4 moteurs (12W et 4W) réducteurs Faulhaber capteur d'effort Nano 43 6 composantes forme annulaire (instrument à l'intérieur)
RTW	moteur à courant continu vis sans fin capteur d'effort cables
Aesop	moteur CC réducteur frein
URS évolution1	moteurs linéaires piezzo-électriques
LPR	moteurs pneumatiques à engrenages
Innomedic	vérins pneumatiques capteurs positions FC optique
B-Rob I	moteurs CC transmission vis à billes 2 moteurs pas à pas
Robopoint	moteurs CC

Figure 5.7. Actionneurs et autres composants mécatroniques utilisés en robotique médicale.

Nous avons constaté que pour motoriser une liaison rotoïde, les moteurs à courant continu sont les plus fréquemment choisis, puis les moteurs pas à pas et enfin les moteurs pneumatiques. La motorisation piézo-électrique commence à être utilisée pour son rapport élevé couple de sortie/masse de l'actionneur et sa bonne précision par rapport aux moteurs pas à pas. Ils fonctionnent cependant à vitesse faible. Les réducteurs les plus fréquemment associés sont les réducteurs Harmonic Drive. Ils offrent un excellent compromis entre compacité, rapport de réduction et jeu mécanique. Pour réaliser une liaison prismatique, plusieurs technologies sont utilisées dans des proportions équivalentes : les vérins pneumatiques, les moteurs à courant continu associés à une vis à billes ou un système vis-écrou pour la transformation de mouvement, ou les moteurs linéaires piezzo-électriques.

Sur les robots de télé-échographie Teresa et Otelio, les trois liaisons rotoïdes sont motorisées par des moto-réducteurs de type Harmonic Drive. La liaison prismatique est réalisée avec un moteur pas à pas et une transformation de mouvement de type vis-écrou. Sur le robot Estele, les liaisons rotoïdes sont réalisées à l'aide de moteurs à courant continu Faulhaber et d'une transmission de mouvement poulie-courroie, Figure 5.8. La liaison prismatique permettant la translation de la sonde est conçue à partir d'un moteur à courant continu associé à un système vis-écrou.

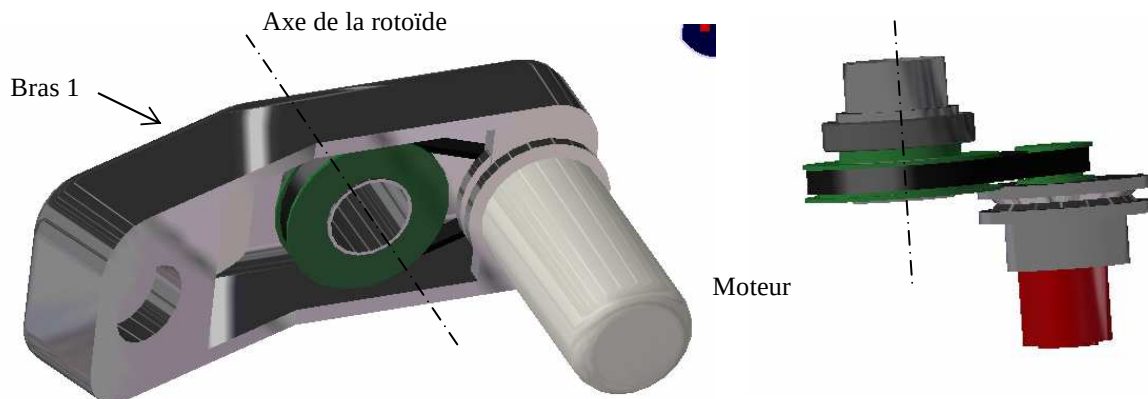


Figure 5.8. Mécanisme de transmission poulie-courroie du robot Estele, avec détail à droite.

Dans la mesure où nous sommes dans le cadre d'une conception routinière, nous avons fait le choix de reprendre les mêmes actionneurs que ceux du robot Estele sur le modèle numérique Estele 2. Nous avons également conservé l'emplacement de ces actionneurs par rapport aux axes des rotoïdes.

Ces choix d'actionneurs effectués, nous passons à la phase de validation des formes et des dimensions des bras constituant le modèle numérique.

5.2.4 - Validation des formes et des dimensions

Cette étape permet de déterminer les contraintes et les déformations des pièces constituant le mécanisme à l'aide de logiciel de calculs par éléments finis. Nous vérifions le dimensionnement des pièces, d'une part en s'assurant que les contraintes restent inférieures à la limite élastique R_e du matériau choisi et d'autre part, en contrôlant que les déformations ne sont pas trop importantes afin de s'assurer que la précision de positionnement de l'organe terminal reste satisfaisante pour l'objectif de diagnostic à distance, qui est attendu. Ainsi, la limite de la déformation acceptable est une valeur qui peut figurer dans le cahier des charges.

Dans le cadre de notre application, nous avons conçu les bras du modèle numérique Estele 2 à partir des formes du robot Estele. Les dimensions qui changent entre les deux versions sont uniquement celles qui sont liées aux paramètres géométriques α_0 , α_1 et α_2 . Nous avons ensuite validé les formes et les dimensions des pièces d'Estele 2 à l'aide d'analyses structurales par éléments finis réalisées sous Catia.

Nous présentons l'exemple de l'analyse effectuée sur le bras 1 que l'on considère encasté suivant l'axe z_1 et auquel on applique une force suivant l'axe z_2 de 20N, (estimation de la force pouvant être appliquée sur la sonde), Figure 5.9. Le solide est en matière plastique dont les caractéristiques mécaniques sont les suivantes : Module d'Young = $2,2 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$, coefficient de Poisson = 0,38, masse volumique 1200 kg/m^3 .

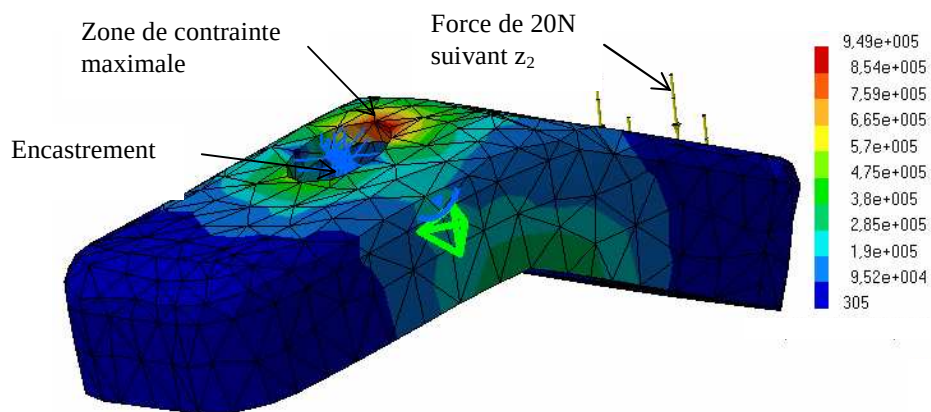


Figure 5.9. Contraintes de Von Mises sur le bras 1.

Les résultats de calcul nous montrent que la pièce est plus sollicitée au niveau de l'axe z_1 . La contrainte de Von Mises maximale est alors de $\sigma = 9,49 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$. Le matériau plastique de type ABS a une limite de résistance élastique $Re = 160 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$. Ainsi la contrainte de Von Mises σ est très inférieure à la limite élastique Re ce qui montre que la pièce pourrait alors avoir une épaisseur plus faible.

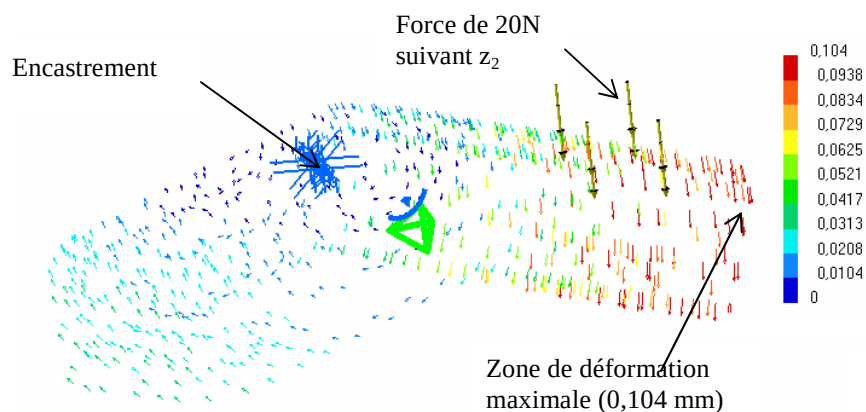


Figure 5.10. Déformations sur le bras 1.

Si on analyse le champ des déformations, on remarque que le bras 1 subit le plus fort déplacement en bout de bras, car il est sollicité en flexion. Cette valeur maximale de déplacement n'est pas négligeable (0,104 mm) et a un effet sur la précision du robot. Il faut modifier la géométrie de la pièce pour augmenter la rigidité, par exemple l'épaisseur de pièce. Cependant cette action aura pour effet d'augmenter la masse. Une étude d'optimisation de forme permet d'améliorer la rigidité de la pièce, sans changer considérablement la masse. Pour cela, il est nécessaire de définir la valeur maximale de déformation pour le mécanisme dans le cahier des charges.

Avant cette étape d'optimisation, nous avons réalisé une étape de simulation cinématique afin de valider les longueurs des pièces de la structure, en gérant les collisions et en vérifiant l'espace de travail atteignable.

5.2.5 – Simulation cinématique

La phase de simulation cinématique est réalisée afin d'animer le mécanisme à partir des lois de commande. Plusieurs informations sont disponibles lors de cette opération. La détection des collisions éventuelles est nécessaire afin de modifier les dimensions des pièces en contact. Cette simulation permet également d'obtenir l'espace de travail atteignable par la structure. La génération du volume balayé par une pièce particulière ou l'ensemble du mécanisme donne l'enveloppe englobant le mécanisme utile à la définition du bâti.

Dans le cadre de notre exemple, nous avons simulé sur Catia le fonctionnement du mécanisme pour vérifier l'espace de travail du robot et déterminer s'il n'y a pas de collision. Nous avons saisi les lois de commande en position θ_1 , θ_2 obtenues par les équations du modèle géométrique inverse déterminées au chapitre 3 :

$$\theta_1 = \text{ATAN2}(s\theta_1, c\theta_1) \quad (5.1)$$

avec

$$\begin{cases} c\theta_1 = \frac{1}{\Delta} [(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2)(s\alpha_0 c\theta - c\alpha_0 c\psi s\theta) - s\alpha_2 s\theta_2 (s\psi s\theta)] \\ s\theta_1 = \frac{1}{\Delta} [-(c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2 + s\alpha_1 c\alpha_2)(s\psi s\theta) - s\alpha_2 s\theta_2 (s\alpha_0 c\theta - c\alpha_0 c\psi s\theta)] \end{cases} \quad (5.2)$$

$$\theta_2 = A \cos \left(\frac{c\alpha_0 c\theta + s\alpha_0 c\psi s\theta - c\alpha_1 c\alpha_2}{-s\alpha_1 s\alpha_2} \right) \quad (5.3)$$

Les collisions détectées lors de la simulation du mécanisme, nous ont permis d'ajuster les formes du bâti (la bielle d'ajustement a été supprimée). La détermination de la trace d'un point de la sonde pour différents angles d'inclinaison de celle-ci, Figure 5.11, nous a donné la représentation de l'espace de travail conique atteignable lorsque θ varie de 0° à 35° , Figure 5.12.

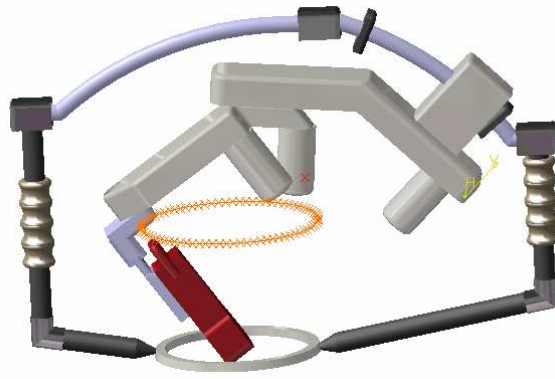


Figure 5.11. Trace d'un point de la sonde pour $\theta = 35^\circ$.

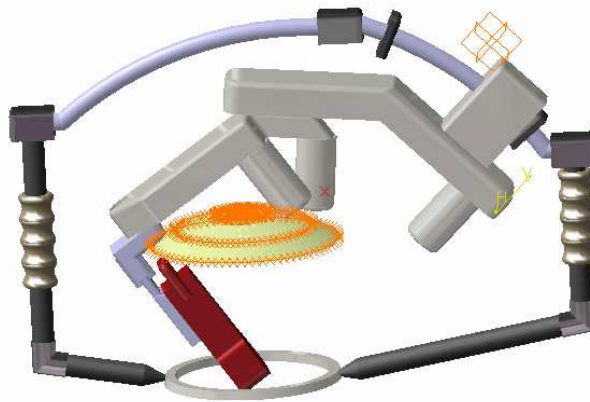


Figure 5.12. Espace de travail conique θ variant de 0° à 35° .

Pour déterminer l'espace occupé par le mécanisme en fonctionnement, nous avons généré le volume balayé par l'ensemble des pièces du mécanisme, Figure 5.13. L'information de l'enveloppe englobant le mécanisme est importante pour la phase de conception collaborative.

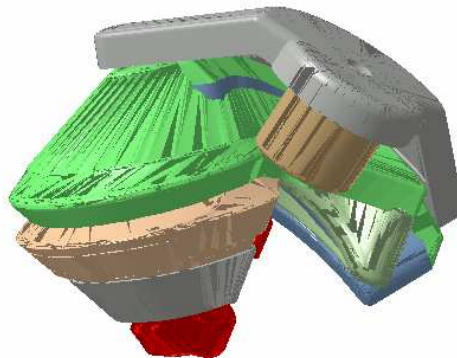


Figure 5.13. Volume balayé par le mécanisme lorsque la sonde est inclinée de $\theta = 35^\circ$.

Lorsque les vérifications cinématiques ont été réalisées, nous avons terminé les modifications de dimensions des pièces, nous procédons alors aux phases d'optimisation.

5.2.6 – Optimisations

[Lafon, 07] a mis en évidence les problématiques d'intégration CAO /calcul. Le modèle CAO récupéré par l'expert calcul n'est pas adapté à un calcul par éléments finis et il faut souvent simplifier le modèle en raison de la tâche délicate de maillage d'une pièce complexe.

Les logiciels CAO permettent aujourd'hui de réaliser des optimisations basées sur des calculs par éléments finis directement effectuées à partir du modèle numérique. Il est ainsi possible de minimiser, maximiser ou atteindre une valeur objectif d'un critère en faisant varier des paramètres libres de la pièce, les paramètres de conception (une épaisseur, une distance, un diamètre...). Plusieurs algorithmes d'optimisation sont proposés dans ces logiciels : recuit simulé, gradient avec ou sans contrainte, algorithme local avec contraintes et propriétés, algorithmes avec contraintes et objectifs avec dérivées.

Ces optimisations sont intéressantes, car il y a une réelle association entre le modèle numérique et le modèle de calcul : l'opération trouve réellement sa place dans l'étape de conception préliminaire du produit.

Afin d'illustrer ces propos et de montrer tout l'intérêt d'intégrer une démarche d'optimisation dans la phase modélisation CAO, nous avons réalisé deux types d'optimisation : une première qui a été menée en parallèle de l'optimisation dimensionnelle des paramètres géométriques pour comparer les premiers résultats obtenus au chapitre 4 et une seconde pour optimiser les dimensions des pièces. Ces deux illustrations montrent la possibilité d'intégrer des optimisations, aussi bien dans les phases de conception conceptuelle que préliminaire.

5.2.6.1 – Optimisation de la performance cinématique

Lors de la phase de synthèse dimensionnelle présentée au chapitre 4 et réalisée avec Matlab, nous avons mené en parallèle l'optimisation des paramètres géométriques α_0 et α_1 sous le logiciel Catia pour vérifier si nous obtenions des résultats analogues avec les deux outils.

Nous avons défini les paramètres de manipulabilité et de compacité à partir des expressions établies au paragraphe 4.3.1.

La manipulabilité du poignet sphérique incliné est telle que :

$$w(\psi, \theta) = |\sin(\alpha_1) \sin(\alpha_2) \sin(\theta_2)| \quad (5.4)$$

et la compacité a été définie par la formule :

$$C(\psi, \theta) = 1 - \max(\alpha_0, \delta) / \theta_s \quad (5.5)$$

$$\text{avec } \delta = \sqrt{(\alpha_0 + \alpha_1 \cos(\theta_1))^2 + (\alpha_1 \sin(\theta_1))^2} \quad (5.6)$$

Nous avons établi une fonction objectif liant les deux critères :

$$f_{oi}(\psi, \theta) = \gamma_1 \times C(\psi, \theta) + (1 - \gamma_1) \times w(\psi, \theta) \quad (5.7)$$

Pour différentes valeurs d'inclinaison de sonde $\theta \in [0^\circ, 35^\circ]$, nous cherchons la valeur locale maximale de la fonction objectif, lorsque la sonde effectue une rotation propre, $\psi \in [0^\circ, 360^\circ]$.

Le paramètre géométrique variable est α_1 , on considère les angles entre les liaisons rotoïdes identiques ($\alpha_1 = \alpha_2$) et un angle d'inclinaison donné $\alpha_0 = 45^\circ$. Dans ces conditions, la

fonction objectif f_0 est maximale pour les valeurs des paramètres géométriques présentés, Figure 5.14.

γ_1	α_0	α_1
0,5	45°	40°

Figure 5.14. Résultat de l'optimisation réalisée sous Catia.

Ces résultats d'optimisation donnent des valeurs des paramètres géométriques analogues à ceux trouvés précédemment sous Matlab.

L'avantage d'utiliser Catia à toutes les étapes est que l'étude générale menée au chapitre 4 pourrait finalement s'intégrer dans la démarche de conception avec un lien fait entre conception structurelle et préliminaire puisqu'il n'y a pas d'interfaçage entre logiciels.

5.2.6.2 – Optimisation de la déformation

Concernant le second type d'optimisation, nous allons prendre l'exemple de la pièce mécanique constituant le bras 2. La problématique étant la définition de dimensions fonctionnelles de cette pièce dans l'objectif de réduire ses déformations sous contraintes tout en lui conservant une masse minimale.

Une première analyse de calcul par éléments finis a été réalisée lorsque la pièce est encastree suivant l'axe z_2 et supporte une charge de 20N suivant z_3 . Le déplacement maximum est de 0,196 mm en bout de pièce, Figure 5.15.

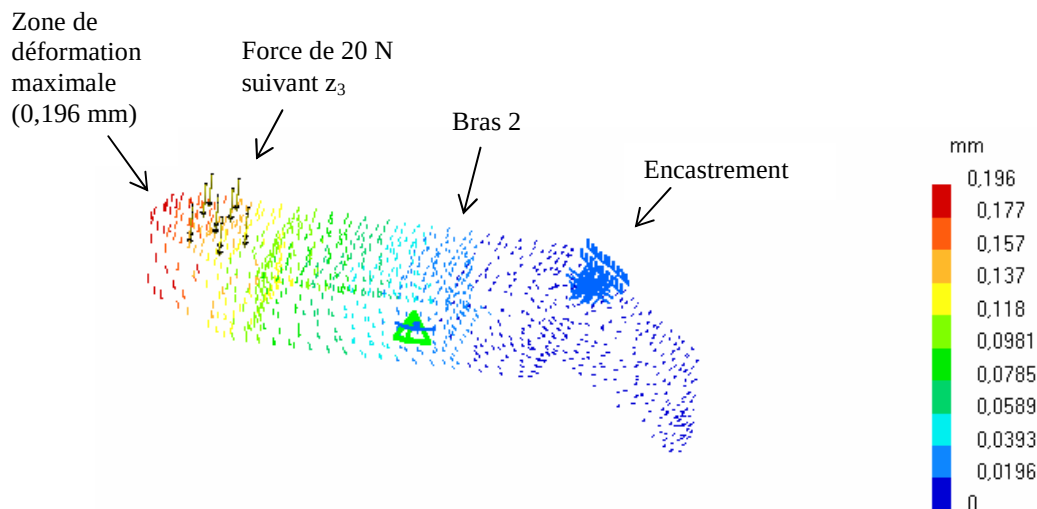


Figure 5.15. Translations aux nœuds du maillage sur le bras 2.

Cette valeur de déplacement maximum influe sur la précision du robot et est relativement importante si on considère qu'une déformation du même ordre de grandeur peut se retrouver sur chacun des bras. Pour se rendre compte de l'influence de la diminution des déformations en flexion sur la masse du bras du robot, nous nous sommes proposés de réduire ces déformations de 25 % environ. Nous avons donc fixé une valeur objectif de déplacement maximal à atteindre de 0,15 mm. Le paramètre libre pour l'optimisation est la hauteur de la pièce.

L'optimisation donne un déplacement de 0,14 mm pour une hauteur de 34 mm au lieu de 30 mm initialement. Une augmentation de 4 mm de cette dimension de pièce permet finalement de diminuer de 29 % le déplacement maximum du bras 2. La masse de ce bras passe alors de

0,236 kg à 0,266 kg (ce qui n'est pas très important comme augmentation car la pièce est en matière plastique). Une diminution de 29 % du déplacement maximum engendre donc une augmentation de la masse de 11 %. Cette augmentation de masse est faible devant la masse des actionneurs. On reste dans l'acceptable concernant la masse globale du robot, mais surtout en améliorant ses performances en terme de précision.

Pour diminuer les déformations des pièces mécaniques, il est également envisageable de changer de matériaux. On pourra par exemple choisir un alliage d'aluminium qui offre un bon compromis entre la résistance mécanique et la masse volumique. Pour cela, il faut modifier le cahier des charges de conception routinière qui consiste à modifier une conception existante, dans notre cas celle d'Estele. Lors du déroulement du processus de conception, il est parfois nécessaire de modifier les contraintes du cahier des charges car celles-ci sont contradictoires et ne peuvent donc pas toutes être respectées.

L'intérêt de l'optimisation intégrale dans le logiciel CAO réside dans le fait que l'on modifie avec le même outil directement la maquette numérique après avoir réalisé l'optimisation. Les optimisations réalisées au chapitre 4 restent nécessaires et complémentaires. L'outil Matlab est cependant plus performant en terme de calculs que Catia pour optimiser des fonctions complexes.

Pour [Lafon, 07], on peut distinguer « un avant » et « un après » le modèle CAO : les activités de calculs situées après permettent de valider la solution, celles positionnées avant permettent la synthèse de solutions.

Cette phase de conception de maquette numérique terminée, nous avons souhaité visualiser réellement le prototype du robot Estele 2, c'est la raison pour laquelle nous avons procédé à une phase de fabrication de maquette réelle.

5.3 – Maquette d'Estele 2

Lors de la conception d'un produit industriel, on procède souvent à la réalisation d'une maquette réelle ou à échelle réduite si le produit est trop volumineux. Celle-ci permet au client de mieux visualiser le produit et éventuellement de pouvoir le manipuler. De plus, lorsque plusieurs métiers participent à la conception du produit (designer, mécaniciens, automaticien, roboticiens...), cet outil aide à la compréhension des problèmes. Ce sont les raisons pour lesquelles nous avons décidé de réaliser une maquette réelle du robot.

5.3.1 – Le procédé de prototypage

Le modèle numérique réalisé sur Catia a permis la fabrication de la maquette sur une machine de prototypage rapide qui utilise le procédé de dépôt filamentaire (dépôt d'un fil d'ABS avec une précision de 0,25mm). Le format d'échange STL, format utilisé par les machines de prototypage, a permis le passage des pièces numériques sur Catia aux pièces fabriquées. Elles ont pu être réalisées en une seule opération sur une plaque. Le temps de fabrication est de 36 heures mais celui-ci serait largement plus important si les pièces devaient être fabriquées en mode conventionnel.

L'avantage de ce procédé est qu'il permet d'avoir rapidement une maquette et à moindre coût. Bien que le modèle CAO 3D donne une excellente visualisation du mécanisme, la maquette réelle en améliore le point de vue. On peut se rendre compte de l'encombrement du robot, de la masse, de l'ergonomie. De plus, le prototypage rapide permet de relever les problèmes éventuels de conception, ce qui est moins grave à ce stade qu'à l'étape de prototype fonctionnel de robot, car les coûts engendrés à ce premier stade restent faibles.

5.3.2 – La maquette réelle

Pour obtenir la maquette finale, les pièces constituant le bâti et les axes de rotation ont été fabriquées sur machine traditionnelle, puis les pièces ont été assemblées. La maquette réelle d'Estele 2 ainsi réalisée est présentée Figure 5.16.



Figure 5.16. Maquette d'Estele 2.

Nous pouvons constater en observant la maquette qu'elle est relativement volumineuse et plus encombrante que le robot Estele. Elle est cependant de taille acceptable pour pouvoir être portée et supportée par un patient. Sa masse est de 1,8 kg sans les actionneurs. Pour diminuer son encombrement plusieurs solutions sont envisagées :

- faire un rapport d'échelle de la maquette en tenant compte du fait qu'il faut que la sonde soit correctement maintenue par le support de sonde ;
- changer les paramètres géométriques d'Estele 2 ($\alpha_0 = 45^\circ$, $\alpha_1 = \alpha_2 = 40^\circ$) en choisissant une autre solution optimale parmi celles que nous avons déterminées au chapitre 4 ($\alpha_0 = \alpha_1 = \alpha_2 = 35^\circ$), Figure 5.17, qui donne un robot avec une plus faible manipulabilité mais une meilleure compacité (longueur du mécanisme inférieure de 25mm) ;
- améliorer l'ergonomie d'Estele 2 en changeant le design du bâti du robot .

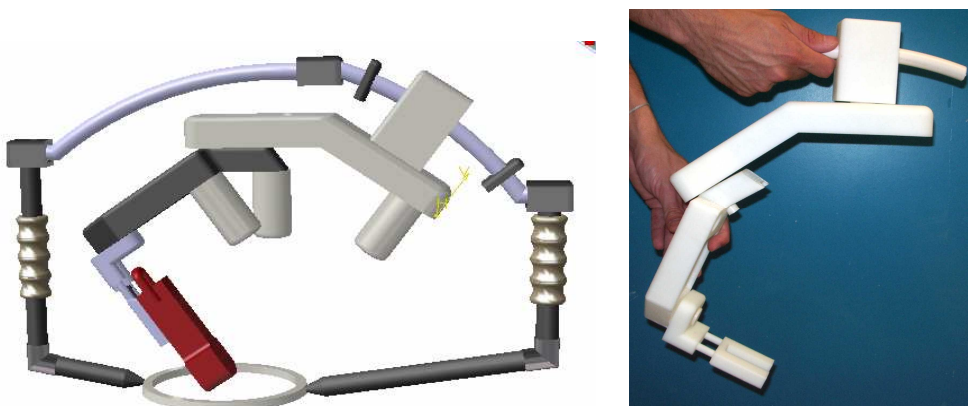


Figure 5.17. Robot avec les paramètres géométriques $\alpha_0 = \alpha_1 = \alpha_2 = 35^\circ$

Dans un premier temps, nous avons retenu la troisième option menant une conception collaborative entre roboticiens et designers.

5.4 – Conception collaborative

Pour accélérer le processus de conception pour le design d'Estele 2, on étend ce processus et on intègre dans la conception les différents métiers qui interviennent ensemble, c'est l'ingénierie simultanée, concourante ou la conception intégrée.

Nous avons vu au paragraphe 5.1 que le processus de conception est mis en œuvre de façon séquentielle, des erreurs peuvent ainsi se propager le long du processus. L'ingénierie simultanée ou concourante consiste en une mise en parallèle des activités de développement du produit et de fabrication afin d'améliorer la qualité du produit. Dans cet objectif, nous avons mené une démarche de conception intégrée et collaborative pour la conception du bâti d'Estele 2.

Il a été souligné lors de la conférence mondiale de robotique IROS 2008 que l'esthétique des robots devenait une problématique importante afin que les robots soient développés et ne restent pas au stade de prototype :

« Et si les robots devaient être beaux avant d'offrir un concentré de technologie ? Et s'ils devaient être pratiques avant de battre des records ? Et si chercheurs et utilisateurs collaboraient davantage ? ». « L'aspect esthétique est une condition de l'intégration d'une technologie et de son porteur dans la société », justifie Jean-Luc Simmons responsable pour l'Europe de l'Organisation mondiale des personnes handicapées (OMPH). Un constat partagé par Giulio Rosati, chercheur en robotique à l'université de Padoue (Italie) et Jean-Pierre Merlet, chercheur à l'INRIA. Ce dernier cite l'exemple d'un robot très performant d'assistance aux personnes âgées : « le problème, c'est que quand vous le voyez, vous changez de trottoir, vous ne ferez jamais entrer ce genre de chose dans le quotidien d'un individu ».

Dans le but de pallier ces lacunes des prototypes de robots, nous avons réalisé une étude de design du robot de télé-échographie Estele 2. Les recherches ont été menées en collaboration avec l'équipe de Design de Produits de La Souterraine (23).

La démarche design se réalise en trois temps, il faut :

- analyser du problème de manière élargie : constituer une base documentaire (existant, produits voisins, environnement, matériaux), se questionner sur le sens plastique, sémantique (domaines de la pratique plastique et de la philosophie), technique (matériau, mise en œuvre), fonctionnel du produit (niveau d'utilisation et d'entretien), dégager des axes conceptuels en vue de la recherche ;
- privilégier l'objectif final en terme de service à rendre, c'est la phase de recherches ;
- matérialiser les idées par des formalisations de plus en plus concrètes : rendus (roughs), planches techniques, maquettes, images de synthèses, prototypes.

Pour que les recherches esthétiques correspondent parfaitement au besoin exprimé, nous avons élaboré un cahier des charges.

5.4.1 – Cahier des charges dédié « Design »

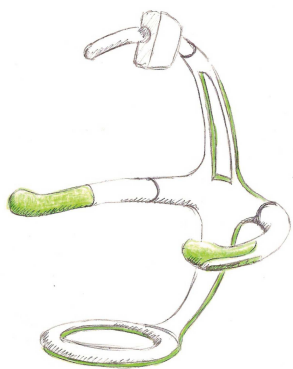
Nous avons établi le cahier des charges traduisant les contraintes imposées par le robot de télé-échographie. Les points suivants ont été mentionnés :

- le mécanisme de poignet sphérique inclinable et réglable doit être considéré,
- la structure doit être ergonomique et légère pour être facilement transportable,
- la couronne en contact avec le patient doit être améliorée pour pouvoir s'adapter à tout corps de patient,

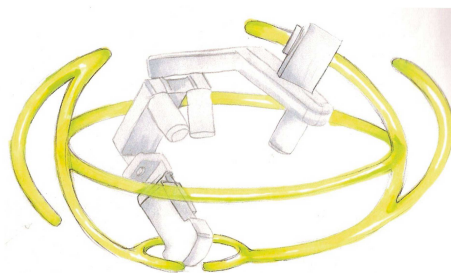
- les câbles électriques doivent être cachés afin qu'ils ne gênent pas, lors du fonctionnement du robot,
- le carter doit donner l'impression de sécurité au patient.

5.4.2 – Phase de recherches

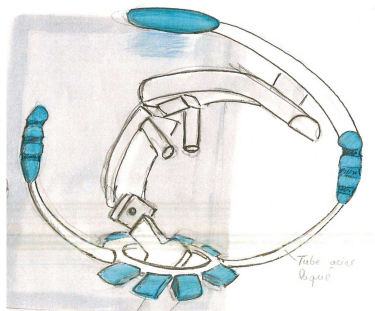
Après une phase d'appropriation de la problématique sous forme de la rédaction d'un cahier des charges, des recherches de forme et de concept ont été effectuées. Des planches de tendance ont été réalisées. Nous avons analysé une vingtaine de propositions différentes présentées sous forme d'esquisses en annexe D. A chaque étape, la sélection peut se faire à l'aide de matrices de choix utilisées dans les méthodes de créativité de type 'Brain-Storming'. Les critères de la matrice de choix permettant d'évaluer une proposition peuvent être les suivants : nouveauté, originalité, réalisme, efficacité...



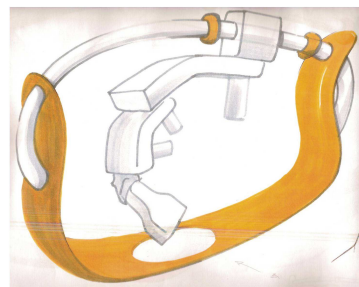
Projet 1 / Phase 1



Projet 2 / Phase 1



Projet 3 / Phase 1



Projet 4 / Phase 1



Projet 5 / Phase 1

Figure 5.18. Projets sélectionnés à l'issue de la phase recherche.

Nous avons sélectionné cinq projets qui ont retenu notre attention, Figure 5.18. Les motifs de choix ont été les suivants :

- la simplicité de mise en œuvre et la compacité du projet 1,
- l'originalité du design du projet 2,
- le travail sur la couronne en contact avec le patient du projet 3,
- l'amélioration visuelle de la structure Estele existante du projet 4,
- l'originalité de l'idée de cacher le visuel du patient sans enfermer complètement le mécanisme du projet 5.

Les projets sélectionnés ont alors été approfondis dans la phase de développement.

5.4.3 – Phase de développement

Les projets sont approfondis en réalisant des planches descriptives des créations, Figure 5.19.



Figure 5.19. Planches finales des projets retenus

Celles-ci mettent en situation le robot soit sur un patient, soit dans une valise, soit dans une salle médicalisée pour que l'on se rende compte de la taille et de l'encombrement du dispositif. A ce stade de la démarche, les projets sont entièrement définis par des planches techniques. Les matériaux et les moyens de fabrication utilisés pour réaliser les bâtis des robots « designés » y sont mentionnés.

5.4.4 – Maquettes

Pour mieux visualiser et manipuler les robots, des maquettes ont été fabriquées, Figure 5.20.



Projet 1 / Phase 3



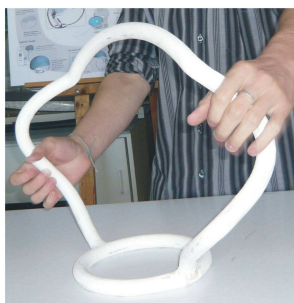
Projet 2 / Phase 3



Projet 3 / Phase 3



Projet 4 / Phase 3



Projet 5 / Phase 3

Figure 5.20. *Maquettes des bâtis de robots.*

Celles-ci nous sont très utiles pour mettre le concepteur et l'utilisateur final (médecin) en situation et tester l'ergonomie, l'encombrement et la masse de la structure du bâti du robot. Le mécanisme de poignet sphérique incliné peut se monter sur toutes les maquettes. Dans une seconde phase de sélection, notre attention s'est portée sur le projet 1 : le bâti répond aux contraintes du cahier des charges, il est simple à mettre en œuvre, léger, complètement démontable et ergonomique, car on peut le tenir des deux côtés du mécanisme.

Pour mener à bien cette collaboration entre roboticiens et designers, il a fallu de nombreux échanges pour communiquer sur les contraintes imposées par le mécanisme, comme sur l'espace de travail par exemple (concept clair pour un roboticien mais non trivial pour un designer). Ce travail collaboratif a été très intéressant car il nous a permis d'aborder le problème de conception robotique sous un nouvel aspect. Nous avons pu constater que la démarche design avait des points de convergence avec une démarche de conception mécanique (cahier des charges, analyse de la valeur, choix des matériaux, faisabilité). Nous remarquons aussi que des personnes étrangères aux problématiques mécaniques et robotiques peuvent cependant contribuer de manière forte à l'amélioration du produit. En effet, même si la structure Estele 2 reste à ce jour relativement encombrante, l'amélioration de l'esthétique du bâti donne l'impression d'une bonne compacité comme le montrent le projet 2 et le projet 4 Figure 5.20. Cette phase de conception collaborative s'avère donc très bénéfique pour la conception du robot et peut être intégrée dans la méthodologie générique de conception de robots médicaux.

5.5 - Démarche de conception de robots médicaux

5.5.1 – Remarques sur le processus de conception

Selon [Mtopi Fotso, 06], pour trouver une solution satisfaisante, répondant au mieux au cahier des charges lors de l'exécution du processus de conception par phases successives, il faut souvent procéder à un nombre d'itérations important. Celles-ci sont dues aux modifications du besoin exprimé en cours de processus, ainsi qu'aux erreurs de conception. Les mauvaises hypothèses de conception détectées tardivement engendrent des coûts et des délais de conception très élevés. De plus, en conception routinière, les concepteurs n'exploitent pas assez les connaissances et l'expérience accumulées, afin d'éviter ces erreurs de conception.

Les outils d'aide à la conception doivent donc conserver les résultats des différentes solutions de conception, mais aussi enrichir les connaissances en tenant compte du savoir et du savoir faire mis en œuvre par les concepteurs. Pour la conception routinière, une démarche capable de s'appuyer sur des développements antérieurs permettant d'éviter des itérations trop nombreuses est souhaitable. Il faut intégrer les différentes connaissances métiers dans la démarche de conception et adopter un déroulement simultané pour rendre parallèle au mieux les différentes phases de conception pour [Solhenius, 92].

5.5.2 – Proposition de méthodologie de conception de robots médicaux

En tenant compte de ces remarques sur le processus de conception sous forme séquentiel, nous proposons une démarche de conception de robots médicaux, issue des propositions de la synthèse topologique réalisée au chapitre 2, de la synthèse dimensionnelle appliquée au robot de télé-échographie présentée au chapitre 3, des optimisations effectuées au chapitre 4, des

phases de conception préliminaire, de maquettage et de conception collaborative appliquées au robot de télé-échographie Estele 2 vues ci-dessus.

Si nous tenons compte des phases de conception définies Figure 5.1 par Pahl et de la méthodologie de conception de robots médicaux, Figure 2.1 et de la démarche suivie pour la conception préliminaire du robot de télé-échographie, nous pouvons proposer la méthodologie Figure 5.21 pour une conception routinière de robots médicaux :

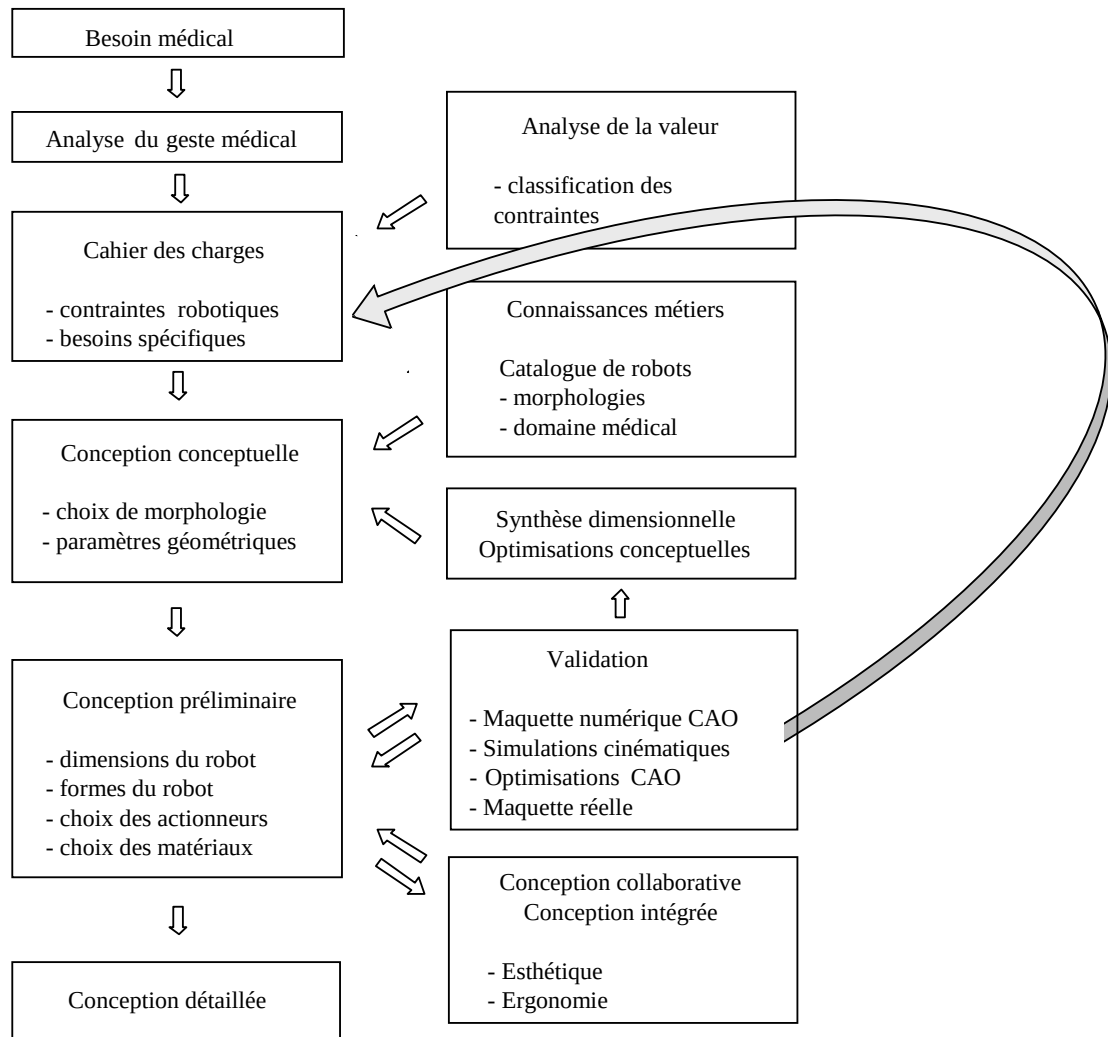


Figure 5.21. Démarche de conception de robots médicaux.

La démarche proposée suit la démarche de conception de Pahl mais intègre des étapes en parallèle de connaissances métiers, de synthèse dimensionnelle, de validation et de conception intégrée. La capitalisation des connaissances métiers est réalisée à partir du catalogue de robots médicaux qui contient les informations sur les applications médicales et les cinématiques de robots.

La synthèse topologique réalisée au chapitre 2 à l'aide de ce catalogue a permis de proposer un outil d'aide aux choix de morphologies de robots à partir de contraintes de cahier des charges.

La synthèse dimensionnelle est réalisée pour une application médicale donnée lorsque le choix de morphologie est effectué, elle permet de valider la structure choisie et de l'optimiser. Lorsque la structure filaire est optimisée, on passe alors à l'étape de conception préliminaire qui permet de donner des formes et des dimensions à la structure et de choisir des actionneurs et des matériaux. Cette phase est réalisée à l'aide de l'outil CAO sur lequel le modèle numérique du robot est créé, simulé cinématiquement pour vérifier l'espace de travail et gérer les collisions, et optimisé dimensionnellement pour diminuer les déformations.

Le modèle numérique permet la création de maquette réelle afin de pouvoir visualiser et manipuler le dispositif. Cette phase de conception du modèle spatial peut être menée en parallèle de la synthèse dimensionnelle afin de valider les concepts et les optimisations. Lors de cette phase, de la conception intégrée peut être réalisée. Nous avons ici mené une étude de design améliorant l'esthétique, l'ergonomie, et la compacité du bâti du robot. D'autres démarches pourraient être effectuées en conception simultanée comme celle de tenir compte des contraintes liées à la commande lors des générations de trajectoire ou lors du choix des actionneurs par exemple.

La phase de conception détaillée ne fait pas l'objet de nos travaux car cette phase se conclut souvent par la création d'un prototype fonctionnel physique, elle est donc liée aux contraintes industrielles de fabrication, mais aussi de promotion et de distribution.

Cette démarche particulière de conception de robots médicaux a été proposée en s'appuyant sur un type de conception routinière, la conception d'un robot de télé-échographie mais pourrait être menée pour une conception nouvelle. La phase de conception préliminaire serait évidemment différente car il faudrait choisir et dimensionner les actionneurs et concevoir entièrement les formes du robot. Un outil d'aide au choix d'actionneurs en robotique médicale pourrait alors être utile.

Conclusion

Ce chapitre a porté sur la démarche de conception en robotique médicale et plus particulièrement sur la phase de conception préliminaire qui a permis de définir les formes, les dimensions de la structure Estele 2. Nous avons montré que l'outil CAO était aujourd'hui indispensable dans cette phase de conception, qu'il permettait d'obtenir le modèle numérique en 3D, de réaliser la simulation à partir du modèle géométrique inverse, de dimensionner les pièces constituant le robot à l'aide de calculs par éléments finis, d'optimiser les dimensions ou les performances cinématiques. Finalement, les pièces dessinées et modélisées peuvent être directement fabriquées sur une machine de prototypage rapide. Par ce procédé, nous avons réalisé une maquette qui nous a permis de visualiser vraiment le mécanisme et l'encombrement engendré par l'inclinaison du poignet sphérique. Nous avons par la suite mené en collaboration une étude de design du bâti du robot. Cette expérience a été enrichissante pour l'amélioration du visuel de l'ergonomie et de la compacité du robot de télé-échographie. Par ailleurs, nous avons proposé une démarche de conception routinière de robot médical. Celle-ci est applicable pour une conception nouvelle sachant que des outils pourraient être nécessaires pour la compléter comme un outil d'assistance au choix d'actionneurs. La conception intégrée sous forme de collaboration avec des designers est intégrée à la méthodologie de conception. Cette initiative pourrait être reproduite avec d'autres disciplines. A ce stade de notre analyse, nous pouvons faire remarquer qu'il serait intéressant d'intégrer les problématiques de commande et d'intégration des actionneurs au plus tôt de la procédure afin d'améliorer davantage le processus de conception.

Conclusion et perspectives

Conclusion

L'axe principal de ce travail a été de définir une méthodologie de conception de robots médicaux. Nous avons développé une démarche qui s'étend de la définition des besoins médicaux à la proposition d'une morphologie de robots en passant par l'optimisation de la structure cinématique. L'étape de conception conceptuelle s'est faite en deux phases : une phase de synthèse topologique qui peut être appliquée à tous les robots médicaux et une phase de synthèse dimensionnelle relative aux robots de télé-échographie uniquement.

La phase de synthèse topologique a été menée, d'une part à travers une capitalisation des solutions existantes de robots médicaux et d'autre part par une analyse statistique pour déterminer les solutions cinématiques candidates. L'étude des architectures des robots médicaux a couvert les applications les plus répandues : neurologie, orthopédie, chirurgie mini-invasive, télé-échographie, ponctions. Les structures varient selon le besoin et le cadre d'utilisation. Cependant, on a pu mettre en évidence qu'elles étaient de plus en plus dédiées. La plupart d'entre elles ont besoin d'effectuer des déplacements sphériques à centre de rotation distant (chirurgie mini-invasive, ponctions, télé-échographie). Nous avons ainsi plus particulièrement analysé les solutions technologiques permettant de réaliser ce type de mouvement. Cette étude des structures cinématiques associée au catalogue de robots médicaux, ainsi que celle de cahiers des charges de plusieurs applications médicales différentes, nous ont permis de proposer des organigrammes de choix de morphologies de robots (structure porteuse et poignet). Cet outil d'aide au concepteur a été intégré au logiciel Catia ; il soumet la structure cinématique candidate aux besoins et contraintes établis dans le cahier des charges.

La phase de synthèse dimensionnelle doit être réalisée dès lors que la morphologie est choisie, c'est la raison pour laquelle nous nous sommes basés sur une application médicale pour laquelle nous avions du recul pour mener cette étude : la télé-échographie.

Il a été nécessaire dans un premier temps de rappeler le cahier des charges d'un robot de télé-échographie. Les contraintes se résument, comme pour la plupart des robots médicaux, au suivi du geste médical, à la sûreté de fonctionnement, à la mobilité (ou la portabilité) et à l'adaptabilité au contexte médical. L'étude de la technique des gestes effectués par le spécialiste lors d'actes d'échographie abdominale a montré que le robot doit posséder un déplacement sphérique autour d'un point de la surface de contact sonde/peau [Al Bassit, 05]. De plus, cette étude a permis de distinguer l'espace de travail nécessaire pour un robot de télé-échographie (zones où le passage de la sonde ultrasonore est le plus fréquent).

Les propositions de structures cinématiques candidates de poignets sphériques (séries, parallèles, hybrides) ont alors été étudiées et comparées selon le critère de complexité proposé par Angelès. La structure retenue par le laboratoire depuis 1995 pour la conception de plusieurs prototypes s'avère être la moins complexe et la plus compacte pour un espace de travail donné. Les structures sphériques sérielles sont, en général, connues pour la présence de singularités dans leur espace de travail. La singularité centrale de ce type de structure est gênante pour notre application car cette position est souvent utilisée par le médecin, car elle lui sert de référence. Nous avons alors proposé une nouvelle structure cinématique : le poignet sphérique incliné d'un angle α_0 par rapport à la normale à la peau permettant ainsi de rejeter la singularité à la limite des frontières de l'espace de travail.

Nous avons procédé à une phase d'analyse pour valider cette structure. Nous avons montré que les performances cinématiques préalablement détaillées, de manipulabilité et de dextérité

de la structure Estele 2 étaient améliorées par rapport à celles des prototypes précédents Teresa et Otelio.

Nous avons ensuite conduit plusieurs optimisations multi-critères sous contraintes afin de déterminer les paramètres géométriques optimaux de la structure sphérique proposée. Nous avons retenu deux critères : la performance cinématique (manipulabilité globale ou dextérité globale sur l'espace de travail) et la compacité de la structure cinématique. Les contraintes imposées ont concerné la sécurité, l'espace de travail conique nécessaire ($\theta = 35^\circ$) et l'absence de singularité sur cet espace de travail. Ainsi, nous avons montré que les critères retenus sont contradictoires : une bonne performance cinématique permet de réduire les problèmes de singularité, mais aboutit à une structure encombrante. Les optimisations étant effectuées par maximisation de fonctions objectifs liant les deux critères, nous obtenons finalement un champ de solutions optimales qui vont de Teresa à Estele 2. Les médecins pourront choisir lors d'expérimentations s'ils préfèrent une structure compacte ou cinématiquement performante.

Dans la démarche de conception, lorsque la structure cinématique est entièrement définie (morphologie et dimensions), ce qui correspond à la phase conceptuelle, il faut procéder à la phase importante de conception préliminaire. Nous avons décrit cette phase en nous appuyant sur notre exemple de robot de télé-échographie dont la structure a été validée : Estele 2. Cette phase permet de définir complètement la structure (dimensions et formes des pièces, choix des actionneurs...). Nous avons montré que l'outil CAO est très utilisé et performant pour mener à bien cette étape. Les avantages de cet outil résident dans le fait que cette phase peut être menée en parallèle de la phase de conception conceptuelle, afin d'intervenir au plus tôt dans le processus de conception et que plusieurs opérations peuvent être effectuées avec le même outil :

- création du modèle numérique paramétré,
- vérification des dimensions des pièces par calculs éléments finis,
- simulation du mécanisme pour gérer les collisions, vérifier l'espace de travail et déterminer l'enveloppe du mécanisme,
- optimiser une fonction objectif ou des dimensions de pièces sous contrainte de valeur de déformation par exemple.

Afin d'améliorer la compacité, l'ergonomie et l'esthétique de notre structure robotique, nous avons également mené une étude de conception collaborative avec des designers. Cette approche a été enrichissante, car elle nous a montré que des personnes étrangères aux connaissances robotiques pouvaient contribuer à l'amélioration du dispositif.

Les phases de synthèse topologique menée au chapitre 2, de synthèse dimensionnelle réalisée aux chapitres 3 et 4 constituant l'étape de conception conceptuelle, et la phase de conception préliminaire détaillée au chapitre 5, nous ont alors permis de proposer une démarche complète de conception de robots médicaux.

Perspectives

L'enjeu de cette thèse a été double : proposer une démarche générique de conception de robots médicaux et améliorer la conception mécanique du robot de télé-échographie.

Pour enrichir le premier aspect, plusieurs perspectives sont envisageables.

Dans notre étude de synthèse dimensionnelle, des choix et des restrictions ont été fixés pour répondre au mieux aux besoins d'une application médicale particulière : la télé-échographie. Il serait intéressant de modifier ces choix de contraintes pour élargir le domaine de recherche à une autre application médicale.

Il nous semble envisageable de prolonger et d'appliquer notre étude d'optimisation sous contraintes à d'autres types d'applications médicales nécessitant un mouvement sphérique à centre de rotation distant. L'étude des structures cinématiques des robots médicaux montrent que de nombreux dispositifs répondent à ce besoin (robots de ponctions, de chirurgie mini-invasive).

Il serait bénéfique de compléter le processus de conception en réalisant une étude de conception innovante à partir d'un nouveau besoin médical. Il serait alors utile de développer un outil de choix des actionneurs.

De plus, il paraît intéressant de mener de la conception simultanée avec des automaticiens, afin d'intégrer les problématiques liées à la commande, au plus tôt dans le processus de conception.

La démarche de conception préliminaire a été menée dans le cadre d'une reconception : le robot de télé-échographie Estele. Il serait intéressant pour améliorer la compacité du robot de télé-échographie Estele 2 de reconcevoir les liaisons rotoïdes à l'aide de moto-réducteurs de type Harmonic Drive pour se rapprocher de la conception de Teresa qui pour le corps médical est le prototype le plus satisfaisant aujourd'hui en termes de compacité et d'ergonomie.

Bibliographie :

- [AFNOR, 85] AFNOR, "NF X50-153, analyse de la valeur recommandations pour sa mise en oeuvre", Association Française de NORmalisation, Paris, 1985.
- [AFAV, 94] AFAV, "Projet de guide d'intégration des démarches qualité dans la conception de produits", Association Française pour l'Analyse de la Valeur, 1994.
- [Aiono, 99] S. Aiono, J.M. Gilbert, B. Soin, P.A. Finlay, et A. Gordon, "Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endoassist) for laparoscopic cholecystectomy", 11th Annual Scientific Meeting, Society for Minimally Invasive Therapy, Boston, Septembre, 1999.
- [Al Bassit, 05] L. Al Bassit, "Structures mécaniques à modules sphériques optimisées pour un robot médical de télé-échographie mobile", thèse de l'Université d'Orléans, 2005.
- [Angeles, 87] J. Angeles, A.A. Rojas, "Manipulator inverse kinematics via condition number minimization and continuation", The international Journal of robotics and Automation, vol. 2 (2), p. 61-69, 1987.
- [Angeles, 88] J. Angeles, C. Lopez-Cajun. "The dexterity index of serial type robotic manipulators". ASME trends and Developments in Mechanisms", Machines and Robotics, p. 79-84.1988.
- [Angeles, 92] J. Angeles, F. Ranjbaran, R.V. Patel, "On the Design of the Kinematic Structure of Seven-Axes Redundant Manipulators for Maximum Conditioning", Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, p. 494-499, France, 1992.
- [Angeles, 02] J. Angeles, "Fundamentals of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods, and Algorithms", Second Edition, Springer-Verlag, USA, 2002.
- [Angeles, 08] J. Angeles, F. C. Park, "Performance Evaluation and Design Criteria", Springer Handbook of Robotics, 2008.
- [Angeniol, 06] S. Angeniol, M. Camargo, D. Chafaï, "Aide à la décision technico-économique", Université AIP Primeca'06, Paris, 2006.
- [Arbeille, 05] P. Arbeille P, J. Ruiz J, P. Herve, M. Chevillot, G. Poisson, F. Perrotin, "Fetal tele-echography, using a robotic arm and a satellite link", Ultrasound Obstet Gynecol; vol. 26 (3): p. 221-226, 2005.

- [Asada, 85] H. Asada, C. Granito, "Kinematic and static characterisation of wrist joints and their optimal design", IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation, p. 244-250, St Louis, 1985.
- [Aublin, 92] M. Aublin, R. Boncompain, M. Boulaton, D. Caron, E. Jeay, B. Lacage, J. Rea, "Systèmes mécaniques. Théorie et dimensionnement", Editions Dunod, 1992.
- [Barbé, 07] L. Barbé, "Téléopération avec retour d'efforts pour les interventions percutanées", thèse de l'Université de Strasbourg, Juin 2007.
- [Bayle, 01] B. Bayle, J.Y. Fourquet, M. Renaud, "Manipulability analysis for mobile manipulators", ICRA, Seoul, South Korea, p.1251-1256, 2001.
- [Bellut, 95] S. Bellut, "Estimer le coût d'un projet". A savoir, Afnor, 1995.
- [Berkelman,03] P. Berkelman, E. Boidard, P. Cinquin et J. Troccaz, "LER : The Light Endoscope Robot", Proceedings. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS), p. 2835-2840, Las Vegas, Etats Unis, 2003.
- [Bock, 05] M. Bock, A. Melzer, H. Bardenheuer, H. Ghaderi, B. Gutmann, H. Zimmermann, et W. Semmler. "MR-Guided percutaneous interventions using a robotic assistance system : Initial experiences in a pig model", Proceedings of the 2005 Conference of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, p. 2665–2670, Miami, FL, USA, 2005.
- [Bonev, 05] I. Bonev, Ph.D. Cours robotique Ecole de Technologie Supérieure Université de Quebec. ww.gpa.etsmtl.ca/cours/gpa545/, 2005-2006.
- [Brandt, 97] G. Brandt, K. Radermacher, S. Lavallée, H-W Saudte et G. Rau. "A compact robot for image guided orthopedic surgery: Concept and preliminary results", In First Conference of Computer Vision, Virtual Reality and Robotics (CVRVMEDII) and Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS III), p 767 – 776, 1997.
- [Brown, 85] D. Brown, C. Brown, Chandrasekaran, "Expert system for a class of mechanical design activities, knowledge Engineering in Computer Aided Design", Elsevier, 1985.
- [Brown, 98] Artificial Intelligent for Engineering Design, Analysis and Manufacturing, ". Special Issue: Configuration Design, vol. 12 (4), p. 301-306, 1998.
- [Casals, 98] A.Casals. "Robots in Surgery". Dans A. de Almeida et O. Khatib, Autonomous Robotic Systems, Springer Verlag, 1998.

- [Cavusoglu, 00] M.C. Cavusoglu, "Telesurgery and Surgical Simulation : Design, Modeling, and Evaluation of Haptic Interfaces to Real and Virtual Surgical Environments", PhD Thesis, University of California, Berkeley, 2000.
- [Cavusoglu, 01] M.C. Cavusoglu, W. Williams, F. Tendick et S.S. Sastry, "Robotics for Telesurgery : Second Generation Berkeley/UCSF Laparoscopic Telesurgical Workstation and Looking towards the Future Applications", Proceedings of the 39th Allerton Conference on Communication, Control and Computing, Monticello, IL, 2001.
- [Chabanne, 06] K. N. Chabane. "Exploitation de la redondance pour la commande coordonnée d'un manipulateur mobile d'assistance aux personnes handicapées", thèse de l'Université d'Evry., 2006.
- [Chablat, 03] D. Chablat, J. Angeles, "The Computation of all 4R Serial Spherical Wrists with an isotropic Architecture". D. Journal of Mechanical Design, vol. 115, 2003.
- [Chandrasekaran, 90] B. Chandrasekaran, "Design problem solving: A task analysis", AI Magazine, vol.11 (4), p 59-71, 1990.
- [Chavanon, 03] O. Chavanon, "Aide informatisée aux gestes de chirurgie cardiaque", thèse de l'Université Joseph Fourier – Grenoble I, 2003.
- [Chedmail, 98] P. Chedmail P., E. Dombre, P. Wenger, "La CAO en robotique outils et méthodologie", Hermès, 1998.
- [Chiu, 88] S .L. Chiu, "Task compatibility of manipulator postures". International Journal of Robotics Research, vol. 7 (5), p.13-21, 1988.
- [Coiffet, 82] M. Coiffet, M. Chirouze, "Eléments de robotique", 1982.
- [Courreges, 01] F. Courreges, N. Smith-Guerin, G. Poisson, P.Vieyres, A. Gourdon, M. Szpieg, O. Merigeaux, "Real-time exhibition of a simulated space tele-echography using an ultra-light robot", ISAIRAS, Canada, 2001
- [Courreges, 03] F. Courreges, "Contributions à la conception et commande de robots de Télé-échographie", Thèse de l'université d'Orléans., 2003.
- [Cross, 89] N. Cross, "Engineering Design Methods", Chichester, John Wiley & Sons, 1989.
- [Cuvillon, 06] L. Cuvillon, "Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités". Rapport de thèse de l'Université de Strasbourg. , 2006.

- [Dario,96] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta, et M. Carrozza. "Robotics for medical applications". IEEE Robotics and Automation Magazine, tome 3, n° 3, p. 44–56, 1996.
- [Davies, 97] B.L. Davies, R.D. Hibberd, K.L. Fan, M. Jakopce et S.J. Harris, "Acrobot - Using Robots and Surgeons Synergistically in Knee Surgery", Proceedings. 8th International Conference on Advanced Robotics (ICAR), Monterey, Californie, USA, p. 173-180, 1997.
- [Davies, 00] B. Davies, S. Starkie, S.J. Harris, E. Agterhuis, V. Paul, L.M. Auer, Robotics and Automation, Proceedings ICRA 2000. IEEE International Conference, vol. 4, Issue, p 4103 – 4108, 2000.
- [Davies, 02] B. Davies, "Robotic surgery : is a 'hands-on' approach the way forward?", Surgetica, Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications, p. 57-62, 2002.
- [Dequidt, 03] A. Dequidt, D. Bernier, E. Valdès, "Sur une extension du paramétrage de Denavit & Hartenberg pour la description systématique des chaînes cinématiques, CFM, Nice, 2003.
- [Dhaenens-Flipo, 05] C. Dhaenens-Flipo, "Optimisation combinatoire multi-objectif : apport des méthodes coopératives et contribution à l'extraction des connaissances", HDR de l'Université de Lille, 2005.
- [Dombre, 03] E. Dombre, G. Duchemin, Ph. Poignet et F. Pierrot, "Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery", IEEE Transactions on Robotics and Automation , 2003, vol. 19, n° 5, p. 876-884, 2003.
- [Doty, 93] K. Doty, C. Melchiorri and C. Bonivento. "A theory of Generalized Inverses Applied to Robotics". The International Journal of Robotics Research, vol. 12 (1), 1993.
- [Doty, 95] K. Doty, C. Melchiorri, E. Schwartz, and C. Bonivento. "Robot manipulability". IEEE Transactions on robotics and Automation, vol. 11 (3), p. 462-468, June 1995.
- [Duchemin, 02] G. Duchemin, "Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de tissus mous", thèse de l'université de Montpellier, 2002.
- [Fauroux, 99] J.C. Fauroux, "Conception optimale de structures cinématiques tridimensionnelles. Application aux mécanismes de transmission en rotation", thèse de l'Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse, 1999.
- [Gangloff, 04] J. Gangloff, "Asservissements visuels en chirurgie robotisée", HDR de l'Université de Strasbourg, 2004.

- [Ginhoux, 03] R. Ginhoux, "Compensation des mouvements physiologiques", thèse de l'Université de Strasbourg, 2003.
- [Gogu, 08] G. Gogu, "Structural synthesis of parallel robots", Part1. Methodology, Springer, 2008.
- [Goldberg, 89] D.E. Goldberg, "Genetic algorithms in search", Optimization and Machine learning. Addison Wesley, 1989.
- [Gorla, 84] B. Gorla, M. Renaud, "Modèles des robots manipulateurs : application à leur commande", Editions Cepadues, 1984.
- [Gosselin, 88] C. Gosselin, J. Angeles, "The optimum kinematic design of a Planar three-degree-of-freedom Parallel Manipulator", ASME Journal of mechanisms, Transmissions and Automation in Design, vol. 110, n°1, pp. 35-41, 1988.
- [Gosselin, 89] C. Gosselin, J. Angeles, "The optimum kinematic design of a Spherical three-degree-of-freedom Parallel Manipulator", ASME Journal of mechanisms, Transmissions and Automation in Design, Vol. 111, n°2, p. 202-207, 1989.
- [Gosselin, 91] C. Gosselin, J. Angeles, "A global Performance Index for the Kinematic Optimisation of Robotic manipulators," ASME Journal of Mechanical Design, vol. 113, n° 3, p. 220-226, 1991.
- [Gosselin, 92] C. M. Gosselin, "The optimum design of robotic manipulators using dexterity indices", Robotics and Autonomous Systems, vol. 9, p. 213-226, 1992.
- [Gosselin, 93] C. Gosselin, E. Lavoie, "On the Kinematic of Spherical Three-Degree-of-Freedom Parallel manipulators", The International Journal of Robotics research, vol. 12, n° 4, p. 394-402, 1993.
- [Gosselin, 05] F. Gosselin, "Optimisation des interfaces haptiques : problèmes, méthodes, applications", Congrès Français de Mécanique, 2005.
- [Gossot, 94] D. Gossot, C. Reboulet, and F. Thoulouse, "Development of a wrist mechanism in endoscopic surgery", In medical Workshop ESTEC-ESA, Noordwijk, 1994.
- [Gourdon, 99] A. Gourdon, Ph. Poignet, G. Poisson, P. Vieyres, P. Marché, "A new robotic mechanism for medical application", ASME, USA, 1999.
- [Gourdon, 00] A. Gourdon, G. Poisson, Ph. Poignet, P. Vieyres, P. Marché, "SYRTECH système robotisé de télé-échographie", CNRIUT, France, 2000.

- [Guthart, 00] G. Guthart, J.K. Salisbury, "The intuitive telesurgery system: overview and applications", Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, p. 618-621. San Francisco, 2000.
- [Hao, 04] F. Hao, J.P. Merlet, "Multi-criteria optimal design of parallel manipulators based on interval analysis", Mechanism and Machine Theory, 2004.
- [Heissler, 98] E. Heissler, A. Hein, S. Bolouri, J. Albrecht, M. Demirtas, B. Hell, T. Lueth, and J. Bier, "Robot supported insertion of catheters for hyperthermia and brachytherapy", Computer Assisted Radiology and Surgery, p. 660-663, 1998.
- [Hervé, 78] J.M. Hervé, "Analyse structurelle des mécanismes par groupes de déplacements", Mechanism and Machine Theory, vol. 13, p. 437-450, 1978.
- [Holland, 75] J.H. Holland, "Adaptation in Natural and Artificial Systems". University of Michigan Press, Ann Arbor, 1975.
- [Kang, 01] Kang et J.T. Wen J, "EndoBot : a robotic assistant in minimally invasive surgeries", Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, p. 2031-2036, Seoul, Corée, Mai 2001.
- [Karouia, 03] M. Karouia, J.M.Hervé, "Enumération des mécanismes parallèles sphériques isostatiques". Congrès Français de Mécanique, Nice, 2003.
- [Khalil, 86] W. Khalil, J.-F.,Kleinfinger, "A new geometric notation for open and closed-looped robots", Proc. IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation, San Francisco, p. 1174-1180, 1986.
- [Khalil, 99] W. Khalil, E. Dombre, "Modélisation Identification et Commande des Robots", Deuxième Edition, Hermès Science Publications, Paris, 1999.
- [Khan, 08-a] W. A. Khan and J. Angeles, "The Conceptual Design of Robotic Architectures using Complexity Rules", Séminaire ISIR, 2008.
- [Khan, 08-b] W. A. Khan and J. Angeles , "The Role of Entropy in Design Theory and Methodology", Séminaire ISIR, 2008.
- [Klein, 87] C.A. Klein, B.E. Blaho, "Dexterity Measures for the Design and Control of Kinematically Redundant Manipulator, ". The Int. Journal of Robotics Research, Vol 6(2), p.72-83, 1987.
- [Kim, 91] O. Kim and P. Khosla, "Dexterity measures for design and control of manipulators". In proc of int Workshop on Intelligent Robots and Systems IROS, Osaka, Japon, p. 758-763, Novembre 1991.

- [Kim, 00] H.M. Kim, N. F. Michelena, T. Jiang, P. Y. Papalambros, "Target Cascading in Optimal System Design", ASME Design Engineering Technical Conference, Baltimore, USA/MA, Paper number DETC2000/DAC-14265, 2000.
- [Kucuk, 06] S. Kucuk, Z. Bingul. "Comparative study of performance indices for fundamental robot manipulators", Robotics and Autonomous Systems. 54, p. 567-573, 2006.
- [Lafond, 07] P. Lafon, "Dimensionnement et optimisation en mécanique : Application à la conception intégrée des systèmes mécaniques, aux procédés et aux structures", HDR de l'Université de Technologie de Compiègne, 2007.
- [Lallemand, 97] J.P. Lallemand, S. Zeghloul, Robotique, "Aspects Fondamentaux", Masson, 1997.
- [Laribi, 06] M.A. Laribi, L. Rhomdhane, S. Zeghloul, "Analysis and dimensional synthesis of the DELTA robot for a prescribed workspace", Mechanism and Machine Theory, 2006.
- [Lavallee, 92] S. Lavallee, J. Troccaz, L. Gaborit, P. Cinquin, A.L. Benabid, et D. Hoffmann. "Image guided operating robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery". Dans Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation, tome 1, p. 618–624, Nice, France, 1992.
- [Long, 89] G.L. Long, R.P. Paul W.D. Fisher, "The Hamilton Wrist : a Four Revolute Spherical Wrist Without Singularities", Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, vol. 2, p 902-907, 1989.
- [Liu, 05] X.J. Liu, J. Wang, G. Pritschow. "On the optimal kinematic design of the PRRRP 2 dof parallel mechanism". Mechanism and Machine Theory, 2005.
- [Lum, 06] M.J.H. Lum, J. Rosen, M.N. Sinanan, B. Hannaford, "Optimization of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot theoretical and experimental approaches". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 53, p 1440-1445, Issue 7, 2006.
- [Maillet, 06] P. Maillet, "Développement d'un robot pour la chirurgie orthopédique et d'une méthodologie pour sa mise en œuvre", thèse de l'université de Montpellier, 2006
- [Marcelin, 06] J.L. Marcelin, "Optimisation des structures et d'éléments mécaniques", Editions Cepadues, 2006.
- [Marescaux, 01] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner, et M. K. Smith. "Transatlantic robotic assisted remote tele-surgery". Nature, tome 413, p. 379-380, 2001.

- [Masuda, 01] K. Masuda, E. Kimura, N. Tateishi, K. Ishihara, "Three Dimensional Motion Mechanism of Ultrasound Probe and its Application for Tele-echography System", IROS 2001, p. 1112-1116, USA, 2001.
- [Matta, 01] N. Matta N., J.L. Ermine, "Gestion des connaissances et conception mécanique", Primeca, 2001.
- [Maurin, 05] B. Maurin, "Conception et réalisation d'un robot d'insertion d'aiguille pour les procédures percutanées sous imageur scanner", thèse de l'Université de Strasbourg I, 2005.
- [Merlet, 97] J.P. Merlet, "Les robots parallèles", 2ème revue et augmentée, Hermès, 1997.
- [Michelin, 02] M. Michelin, E. Dombre, P. Poignet, F. Pierrot, et L. Eckert. "Path planning under a penetration point constraint for minimally invasive surgery". Dans Proc. Of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, p. 1475-1480. Lausanne, Switzerland, 2002.
- [Michelin, 04] M. Michelin, "Contribution à la commande de robots pour la chirurgie mini-invasive", thèse de l'Université de Montpellier, 2004.
- [Mitsuishi, 01] M. Mitsuishi, S. Warisawa, T. Tsuda, T. Higuchi, N. Koizumi, H. Hashizume and K. Fujiwara, "Remote Ultrasound Diagnostic System", Proc. of the 2001 IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation ICRA2001, p. 1567-1574, Korea, 2001.
- [Mtopi fotso, 06] B.E. Mtopi-Fotso, "Contribution à une méthodologie de conception modulaire:modélisation de la diversité dans les familles de produits", thèse de l'Université de Franche-Comté, 2006.
- [Najafi, 04] F. Najafi, "Design and prototype of a Robotic System for Remote palpation and ultrasound Imaging", M. Sc. Thesis, University of Manitoba, Canada, 2004.
- [Najafi, 08] F. Najafi, N. Sepehri, "A novel-hand-controller for remote ultrasound imaging", Elsevier Mechatronics 18, p. 578-590, 2008.
- [Nouaille, 06] L. Nouaille, N. Smith-Guérin, G. Poisson, "Analyse comparative de structures cinématiques en robotique médicale", CNRIUT Brest, 2006.
- [Nouaille, 07-a] L. Nouaille, N. Smith-Guerin, G. Poisson, "Capitalisation des connaissances en conception mécanique pour la robotique médicale", C2EI UTBM, 2007.
- [Nouaille, 07-b] L. Nouaille, N. Smith-Guerin, G. Poisson, "Vers une méthodologie de conception de robots médico-chirurgicaux", CFM Grenoble, 2007.

- [Nouaille, 08] L. Nouaille L., N. Smith-Guerin, G. Poisson, "Modeling and geometrical validation of a tele-echography robot", IROS Nice, août 2008.
- [Ortmaier, 06] T. Ortmaier, "Telesurgical robot Systems", Euron 2006.
- [Pahl, 96] G. Pahl, W. Beitz, "Engineering design- A systematic approach", 2nd Edition, Springer-Verlag, Londres, 1996.
- [Paul, 83] R. P. Paul, C. N. Stevenson, "Kinematics of Robot Wrists", International Journal of Robotics Research, vol. 2 (1), 1983.
- [Pierrot, 99] F. Pierrot, E. Dombre, E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariepy et J.L. Megnier, "Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback", Medical Image Analysis (MedIA), Special Issue on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 3 (3), p. 285-300, 1999.
- [Pierrot, 03] F. Pierrot, "A few guidelines for the Design of surgical Robot Arms", Summer School on Surgical Robotics de Montpellier, 2003.
- [Poignet, 05] P. Poignet, G. Poisson, "La conception de robots pour l'assistance aux gestes médicaux et chirurgicaux", Journées Nationales de la Recherche en Robotique, 2005.
- [Preusche, 02] C. Preusche, T.Ormaier, G. Hirzinger. "Teleoperation concepts in minimal invasive surgery", Elsevier Science, 2002
- [Renaud, 06] J. Renaud. "De l'optimisation multi-critères à l'aide à la décision : propositions de modèles de choix des recommandations à l'industriel lors de la conception et de la fabrication de produits nouveaux". 14^e Atelier de Raisonnement à partir de cas, Besançon, 2006.
- [Roy, 85] B. Roy B., "Méthodologie multicritère d'aide à la décision", Production et techniques quantitatives appliquées à la gestion, ed. Gestion C., Economica, 1985.
- [Sackier, 94] J.M. Sackier, et Y. Wang, "Robotically assisted laparoscopic surgery. From concept to development", Surgical Endoscopy, vol. 8, p. 63–66, 1994.
- [Salisbury, 82] J.K. Salisbury, J.J. Craig, "Articulated hands : force control and kinematic issues", International Journal Robotic Research , vol.1 (1), p. 4-17, 1982.
- [Sallé, 04] D. Sallé, "Conception Optimale d'Instruments Robotisés à haute Mobilité pour la Chirurgie mini-invasive", thèse de l'Université de Paris VI, 2004.

- [Sardain, 93] P. Sardain, "Contribution à la synthèse de mécanismes. Un environnement CAO pour la synthèse topologique et dimensionnelle de générateurs de mouvement", thèse de l'Université de Poitiers, 1993.
- [Scavaretti, 04] D. Scavaretti, "Formulation préalable d'un problème de conception, pour l'aide à la conception en conception préliminaire", thèse de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2004.
- [Schneider, 01] O. Schneider, J. Troccaz. "A Six Degree of Freedom Passive Arm with Dynamic Constraints (PADyC) for Cardiac Surgery Application: Preliminary Experiments. Computer-Aided surgery", special issue on medical robotics, vol. 6 (6), p. 340-51, 2001.
- [Schwartz, 02] E. Schwartz, R. Manseur, and K. Doty. "Noncommensurate systems in robotics", International Journal of Robotics and Automation, vol. 17 (2), 2002.
- [Sciavicco, 96] L. Sciavicco, B. Siciliano. "Modeling and Control of Robot Manipulators". Mc Graw-Hill, New-York, 1996.
- [Scott, 95] M. J. Scott, E. K. Antonsson, "Aggregation Functions for engineering Design Trade-offs". Design Theory and Methodology Conference, ASME, 1995.
- [Scott, 00] M. J. Scott, "Using indifference points in engineering decisions". Proceedings of the 11th International Conference on Design Theory and Methodology, ASME, 2000.
- [Shoham, 03] M. Shoham, M. Burman, E. Zehavi, L. Joskowicz, E. Batkalin, et Y. Kunicher, "Bone-mounted miniature robot for surgical procedures : Concept and clinical applications". IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol.19 (5), p. 893–901, 2003.
- [Simon, 77] H.A. Simon, "Models of Discovery - and Other Topics in the Methods of Science", Boston Studies in the Philosophy of Science, vol. 54, Reidel Publishing Company, 1977.
- [Smith-Guerin, 08] N. Smith-Guerin, L. Nouaille, P. Vieyres, G. Poisson, "A medical robot kinematics approach based on knowledge management", Industrial Robots, vol. 35 (4), 2008.
- [Solhenius, 92] G. Sohlenius, "Concurrent Engineering". Annals of CIRP, vol. 41, p. 645-655, 1992.
- [Staffetti, 02] E. Staffetti, H. Bruyninckx, and J. De Schutter. "On the invariance of manipulability indices". In F. Thomas and J. Lenarcic, editors, Proc of Advances in robot Kinematics. Kluwer Academic publisher, 2002.
- [Stewart, 65] D. Stewart, "A platform with 6 degrees of freedom". In: Proc of the Institution of mechanical engineers, p. 371 – 386, 1965.

- [Stoianovici, 97] D. Stoianovici, J. A. Cadeddu, H. A. Basile R. D. Demaree, R. H. Taylor, L. L. Whitcomb, et L. R. Kavoussi. "A novel mechanical transmission applied to percutaneous renal access". Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC, vol. 61, p. 401–406, 1997.
- [Stoughton, 87] R. Stoughton, T. Kokkinis, "Some properties of a new kinematic structure for robot manipulator", Proc. 13th ASME Design Automation Conference, Boston, MA, p.73-79, 1987.
- [Suh, 78] N.P. Suh, A.C. Bell, and D.C. Gossard "On an Axiomatic Approach to Manufacturing and Manufacturing Systems". Journal of Engineering for Industry, vol.100 (2), p. 127-130, 1978.
- [Suh, 90] N.P. Suh, "The principles of design", Oxford University Press, New York, 1990.
- [Taillant, 04] E. Taillant, J.C. Avila-Vilchis, C. Allegrini, I. Bricault, et P. Cinquin. "CT and MR compatible light puncture robot: Architectural design and first experiments". Dans Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, p. 145–152, 2004.
- [Taylor, 94] R.H. Taylor, H.A. Paul, P. Kazanzides, B.D. Mittelstadt, W. Hanson, J. Zuhars, B. Williamson, B. Musits, E. Glassman, W.L. Bargar, "An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery", *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 10, p. 261–275, 1994.
- [Tong-Tong, 95] J.R. Tong-Tong, "La logique floue", Edition Hermes, 1995.
- [Troccaz, 99] J. Troccaz, "La robotique médicale en France", Journées Nationales de la Recherche en Robotique, Montpellier, p. 251-255, 1999.
- [Trousse, 93] Trousse B., "Using AI in complex system design: implications on building ICAD tools. Revue de CFAO et d'infographie" - numéro spécial AI/CAD 2ème partie, vol. 8 (3), 1993.
- [Vargas, 95] C. Vargas, A. Saucier, P.A. Yvars, "Un environnement pour la réalisation d'un système d'aide à la conception d'organes mécaniques", Revue de CFAO et d'informatique graphique, vol. 10, n°1-2, 1995.
- [Vigier, 92] M. Vigier, "La pratique du QFD. La petite encyclopédie de la qualité", Les éditions d'organisation, 1992.
- [Vilchis, 03-a] A. Vilchis, J Troccaz, "A New Robot architecture for Tele-Echography", 2003.
- [Vilchis, 03-b] A.Vilchis, "Télé-échographie robotisée", rapport de thèse de l'Université de Grenoble, juillet 2003.

- [Waldron, 88] K.J. Waldron, K.H. Hunt, "Series-parallel dualities in actively coordinated mechanisms", *Robotics Research*, vol. 4, p. 175-181, 1988.
- [Yannou, 98] B. Yannou, A. Vasiliu, "Typologie des approches de synthèse dimensionnelle de systèmes mécaniques Application aux générateurs de trajectoires", *Conception de produits mécaniques méthodes, modèles et outils* . Hermès, Chapitre 15.2, 1998.
- [Yannou, 01] B. Yannou. "Préconception de produits", HDR Laboratoire Productique Logistique de l'école Centrale de Nantes, 2001.
- [Yannou, 06] B. Yannou, L. Roucoules, K. Kouiss, D. Scavaretti, "Déploiement des spécifications en conception", *Université AIP Primeca'06*, Paris, 2006.
- [Yoshikawa, 83] T. Yoshikawa, "Analysis and control of robots manipulators with redundancy". *Preprints 1st International Symp. Robotics Research*, 1983.
- [Yoshikawa, 85] T. Yoshikawa, "Manipulability of Robotic Mechanisms". *International Journal of Robotics Research*, vol. 4 (2), 1985.
- [Yoshikawa, 90] T. Yoshikawa, "Foundations of Robotics", MIT Presse, 1990.
- [Yoshimura, 00] M. Yoshimura M. , R. Nomura, "Optimization of Machine System Designs based on Decomposition and Hierarchical Ordering of Criteria and Design Variables". *ASME Design Engineering Technical Conference*, Baltimore, USA/MA, Paper number DETC2000/DAC-14520, 2000.
- [Zadeh, 65] D.A. Zadeh, " Fuzzy sets ", *Information and control*, vol. 8, 1965.
- [Zein, 07] M. Zein, P. Wenger,D. Chablat, "A design oriented study for 3R Orthogonal Manipulators With Geometric Simplifications", *Congrès international Conception et Modélisation des Systèmes Mécaniques*, 2007.
- [Zemiti, 04] N. Zemiti, T. Ortmaier, M.A. Vitrani, G. Morel, "A force controlled laparoscopic surgical robot without distal force sensing", *Proc. 9th Int. Symp. on Experimental Robotics*, ISER'04, Singapore, 2004.

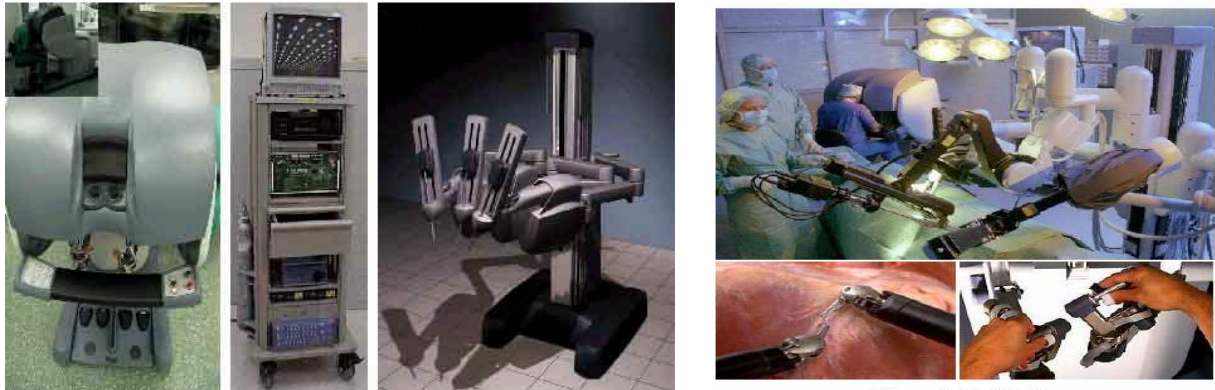
ANNEXES

Annexe A

Fiches descriptives de robots

Da Vinci

Société : Intuitive Surgical System



Domaine : chirurgie mini-invasive

Commercialisation

Activité : manipulation d'instruments endoscopiques commandés à distance par un chirurgien

Fonctionnement :

- Le système est constitué :
 - d'une console avec visionneuse stéréo à affichage tridimensionnel (poste maître),
 - d'un chariot de chirurgie avec trois bras (poste esclave). Un bras porte un endoscope stéréoscopique. Les deux bras instrumentés sont asservis aux deux bras maîtres de la console de commande.
 - d'un chariot d'imagerie.
- Le chirurgien opère à l'aide de deux manipulateurs. Les extrémités des instruments sont alignées avec les manipulateurs pour lui assurer des mouvements naturels. Il contrôle le mouvement des instruments en temps réel.
- Le système permet une démultiplication des gestes de la main du chirurgien pour avoir un déplacement plus précis des instruments. Il possède un système de filtrage électronique pour éliminer les tremblements de la main du chirurgien.

Cinématique :

- les instruments ont 7ddl, 2 de plus que les instruments endoscopiques. Les articulations des extrémités imitent la souplesse des mouvements du j



Références bibliographiques :

[Guthart, 00]

G. Guthart, J.K. Salisbury, "The intuitive telesurgery system: overview and applications", Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, p. 618-621. San Francisco, 2000.

MARS

Laboratoire : Mazor (Israël)



Domaine : orthopédie, neurochirurgie, laparoscopie (urologie)

Activité : robots multi-activités.

Fonctionnement :

- le robot peut-être fixé sur une table ou sur le patient.

Cinématique :

- Architecture parallèle
- 6 ddl
- résolution de mouvement 0,01 mm
- précision extrémité outil <0,1 mm
- force latérale résistante < 2 kg
- taille 50*50*70 mm
- Poids 230 g
- Espace de travail 20*20*20 mm

Références bibliographiques :

- [Shoham, 03] M. Shoham, M. Burman, E. Zehavi, L. Joskowicz, E. Batkilin, et Y. Kunicher. "Bone-mounted miniature robot for surgical procedures : Concept and clinical applications". IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.19 (5), p. 893–901, Octobre 2003.

Annexe B

Catalogue de robots médicaux

Domaine médical	Robots	Cinématique	architecture	Porteur	Poignet	Degrés de liberté
Neurochirurgie						
TIMC 1989	Neuromate	anthropomorphe	s	s		3ddl +poignet 2 ddl
Isis Robotics	Surgiscope	parallèle (plafond) delta	p	p		Porteur 3 ddl Poignet 2 ddl
Glauser	URS Evolution1	parallèle	p	p		
Finlay Armstrong	MINERE (EPFL)					
Auer Imperial College	Path Finder					
Armstrong	Roboscope					
Mitsubishi 2004	Midstep à distance	architecture NeuroSista	s	s		bras articulé 6 ddl
Imperial College Londres	Micro neurosurgical System					
Israël	Neurobot	RCM			RCM	articulation 4 barres
	MARS	parallèle	p		p	6 ddl
Orthopédie						
Ortomaquet	Caspar	anthropomorphe	s	s		5 ou 6 ddl
Acrobot Ltd Imperial College	Acrobot	anthropomorphe	s	s		Porteur 6 articulations
TIMC	Praxiteles	outil robotisé				
LIRMM	Brigit	outil robotisé				2 ddl axes parallèles plan coupe
ISS 1992	Robodoc	Scara actif	s	s		
Brandt	URS Evolution1					
Mitsubishi	Gricos	parallèle Stewart	p	p		6 ddl
Mitsubishi 2004	Honekittaro					6ddl
Mitsubishi 2004	reduction fracture femur					9 axes 5ddl outil+2trans+1 rot pour jambe
KAIST Corée	Micro cutting knee arthroplasty					
Israël	ARTHROBOT	parallèle				6 ddl
Israël	MARS					
Prélèvement de peau						
LIRMM	Dermarob	Scara	s	s		4ddl +poignet 3 articulations
LIRMM	Scalpp	outil robotisé				Porteur 6 ddl poignet non sphérique
Echographie						
LIRM	Hippocrate	anthropomorphe	s	s		Porteur 3 ddl Poignet 3 ddl
LVR	Otelo	RCM actif	s		RCM	6ddl = 3 trans +3 rot
LVR	Teresa	RCM actif	s		RCM	4ddl = 1 trans +3 rot
Mitsubishi	RUDS Echographie épaule	Série	s			7 ddl= 3trans+3rot+1 trans sonde
Masuda	Echographie abdomen	hybride	h	p	RCM	6 ddl : 3ddl cardans+pantographe+trans axe patient
Masuda	tele echographie					
Vilchis	TER 1					6 ddl muscles
Vilchis	TER 2	hybride	h	p	RCM	6ddl 2 trans + 4 ddl série
Salcudean	Echographie artérielle	Série	s	s	RCM	6 ddl série 1trans 2 rot+3 rot RCM parallélo
Koyama	Mobile roboties cardiaque					6 ddl chariot
Mustpac	télé -echographie					4 ddl
Stoianovici	telemedecine ultrasonore 3D					
Davies	balayage ultrasonore 3D	RCM			RCM	3 ddl 1trans+2rot
Chirurgie mini-invasive	Hifu	parallélogramme				
Porte - endoscope						
Computer Motion	Aesop	RCM passif	s	s	RCM	5ddl extra +3 ddl intra
Armstrong Healthcare	Endoassist	RCM passif	s	s	RCM	6 ddl = 1 trans + 5 rot 2 der non motorisées
TIMC	LER	RCM actif poignet sphérique			RCM	4 ddl porteur 3 =1trans+2 rot poignet 1 rot
Wendlandt	Endo - plateforme	parallèle Stewart	p		p	2 rot autour point 1 trans suivant axe
Kaist Corée	Laparoscope Assistant Robot KALAR					3 ddl = 2 trans + 1 rot
Télémanipulateur						2 ddl
Computer Motion	Zeus	RCM passif	s	s	RCM	6ddl extra +2 ddl intra Instrument 5 ddl
Intuitive Surgical	Da vinci	RCM actif parallélogramme	s	s	RCM	Porteur 3 ddl instrument 3 ddl
LIST LIRMM	Endoxiob	RCM actif	s	s	RCM	parallélogramme
Imperial college	Endobot	RCM			RCM	
Berkeley San Francisco	Robotic Telesurgical Workstation RTW	Hybride	h		RCM	structure parallèle +parallélogramme
Karlsruhe Allemagne	ARTEMIS	RCM actif poulie courroie			RCM	
Madhani	Black Falcon	RCM			RCM	8 ddl = 3 rot+1 trans + 4 intra 3 rot outil +1 trans
Mitsubishi 2000	Tele Micro Surgical System suture					guide multicirculaire
Mitsubishi 2003	Mini invasive surgical System					retour d'effort bras maitre
Kaist Corée	Mini invasive surgical System					
Porte - outil						
INRIA, LMARC	Coprin	parallèle				3 ddl
Israël	MARS	parallèle				
Imperial college	EndoBot	RCM actif				4 ddl porteur 2 rot poignet 2 =1rot+1trans
LRP	MCZE	RCM actif poignet sphérique			RCM	4 ddl 2 rot axes concourants 1rot propre 1trans
German Aerospace Munich	DLR	antropomorphe	s	s		6 ddl actifs
Instruments						
LRP	DRIMIS	Outil intra -corporel				5 ddl
Intuitive Surgical	Endowrist	Outil intra -corporel				3 ddl
Nagoya Japon	Hyperfinger					9 ddl 4 art id à 2 ddl 1 ddl pince
Kaist Corée	Outil Haute Dextérité					8 ddl bras 4 ddl Coude 2 ddl Poignet 2 ddl
Bsosteck	Lars					7 ddl
Salcudean 1995	Motion scaling system					6ddl
Ponctions						
TIMC	Casper					
TIMC	LPR		h	p	RCM	Porteur 5 ddl Poignet 2 ddl
LSIIT	CT-Bot	parallèle	p			
Etats Unis	PAKY	RCM poulie courroie			RCM	
Innomedic	MR / CT Compatible					
Corée	Spinebot					
Seibersdorf	IntraROB					

kuka	Radiothérapie	Cyberknife robot d'Orsay	parallèle	s p	p		Siège 6 ddl 2 trans + 3 rot + 1 rot axe 360°
	Capsules						
Corée		M2A	capsules				
Masuda		Norika	capsules				
		Emil	capsules				
		MIRO	capsules				
		Micro capsules	capsules				
	Poignet robotique						
Manitoba		Poignet robotique	hybride	h			parallèle 2 ddl +3 bras
Salcudean	1995						6 ddl magnétique
	Bras						
TIMC		PADyC ou RSP	passif	s	s	s	6 ddl
CEA LIST		Bras maître Virtuose 3 D					6 ddl dont 3 retour effort
LIRMM		D2M2	bras passif	s	s	s	5 ddl
Corée		Assistive Surgical Arm	Scara Actif / Passif				Porteur 3 ddl(1trans 2 rot) Poignet 2 ddl
	Ophtalmologie						
Jensen			parallèle Stewart	p		p	6 ddl
	urologie						
Imperial College 91		Probot	autonome				manipulateur passif

Annexe C

Calcul de la complexité des poignets sphériques : série, parallèle, hybride

Angeles a proposé des règles pour quantifier la complexité des architectures robotiques en phase de conception conceptuelle [Khan, 08-a]. Les informations disponibles pour quantifier la qualité des solutions robotiques sont :

- Le type et le nombre d'articulations,
- L'orientation relative des articulations voisines,
- Le nombre de boucles pour les chaînes parallèles,
- Le type et la diversité des actionneurs.

Les six aspects de la complexité du robot sont définis par :

- Complexité du nombre d'articulations K_N
- Complexité de la boucle K_L
- Complexité du type d'articulations K_J
- Diversité des liaisons K_B
- Complexité du type d'actionneurs K_A
- Diversité des actionneurs K_H

Nous avons comparé les trois types de conception de poignets sphériques série, parallèle, hybride. Nous retenons seulement les 4 premiers aspects définis par Angeles : complexité du nombre d'articulations K_N , complexité de la boucle K_L , complexité du type d'articulations K_J , diversité des liaisons K_B .

Les structures robotiques étudiées sont le poignet sphérique série 3R, le poignet parallèle de Gosselin 3*(3R) et le poignet hybride de Al Bassit (3R.2R).R. Nos trois dispositifs ne sont constitués que de liaisons rotoïdes.

1 – Calcul de la complexité du nombre d'articulations

$$K_N = 1 - e^{(-q_N N)} \quad (1)$$

si on choisit $q_N = 1$ N est le nombre d'articulations

robot série : N=3	$K_N = 0,95$
robot parallèle : N=9	$K_N = 0,999$
robot hybride : N=6	$K_N = 0,997$

2 - Complexité de la boucle

$$K_L = 1 - e^{(-q_L L)} \quad (2)$$

$L = l - l_m$ l est le nombre de boucles cinématiques l_m est le nombre minimum de boucles cinématiques=1 , on choisit $q_L = 1$.

robot série : L=0	$K_L = 0$
-------------------	-----------

robot parallèle : $L=2$ $K_L = 0,86$
robot hybride : $L=1$ $K_L = 0,63$

3 – Calcul de la complexité du type d'articulations

Nos trois dispositifs ne sont constitués que de liaisons rotoïdes. Le nombre K_j est donc le même pour les trois robots et est égal à la complexité géométrique de la liaison rotoïde qui vaut 0,52 selon Angeles.

4 – Calcul de la diversité des liaisons K_B

Ce critère est lié à l'orientation des liaisons. Un organigramme conduit à un type de typologie en fonction des dispositions des liaisons, intersection, parallèle ou perpendiculaire, Figure C.1.

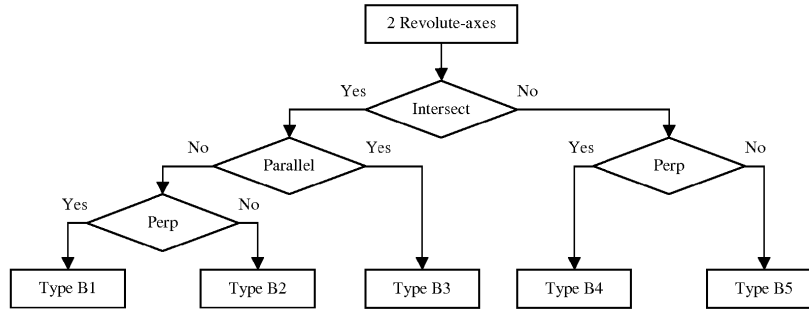


Figure C.1. Organigramme du type de typologie, [Khan, 08-a].

$$K_B = \frac{B}{B_{Max}} \quad (3)$$

$$B = - \sum_{i=1}^c b_i \log_2(b_i) \quad (4)$$

$$b_i = \frac{M_i}{\sum_{i=1}^c M_i} \quad (5)$$

avec $B_{Max} = \log_2(5) = 2,32$ $\log_2(x) = \frac{\ln(x)}{\ln(2)}$

c : nombre de types de contraintes d'articulations distinctes

M_i : nombre d'instance de chaque type de contraintes d'articulation

B : entropie de la typologie de la liaison

B_{Max} : maximum d'entropie possible

b_i : fréquence d'occurrence de la topologie de la liaison.

L'entropie a été formulée par [Khan, 08-b] : $H = \sum_{i=1}^n -p_i \log(p_i)$ (6)

avec $\sum_{i=1}^n p_i = 1$, p_i est la probabilité d'un résultat, $\log(p_i)$ le logarithme de p_i dans une certaine base.

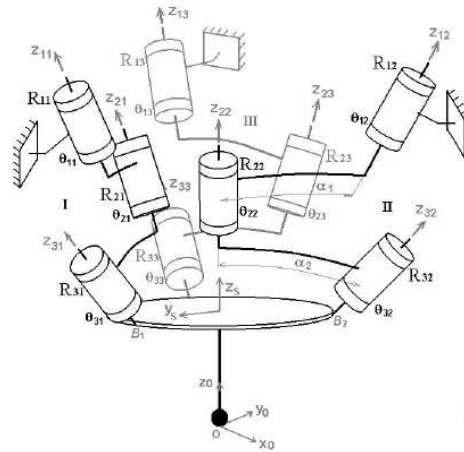
Les articulations rotoïdes du poignet sphérique série sont de type B2 mais comprenant deux angles différents entre les liaisons rotoïdes α_1 et α_2 . Le tableau de Denavit-hartenberg est présenté Figure C.2.

σ_i	d_{i-1}	r_i	α_{i-1}	θ_i
0	0	0	α_0	θ_1
0	0	0	α_1	θ_2
0	0	0	α_2	θ_3
1	0	r_4	0	0

Figure C.2. Tableau des paramètres de Denavit Hartenberg du poignet sphérique série.

$$\text{Donc } B = -2 \left(\frac{1}{2} * \frac{\ln(1/2)}{\ln(2)} \right) = 1 \quad \text{d'où } K_B = 0,43$$

Le robot parallèle est de type B3. Pour chaque bras les liaisons rotoïdes sont disposées de la même façon. Comme pour le robot série chaque liaisons rotoïdes sont liées entre elle par des angles différents α_1 et α_2 , Figure C.3.



FigureC.3. Schéma du poignet sphérique parallèle, [Al Bassit, 05].

$$B = -2 \left(\frac{3}{2} * \frac{\ln(3/2)}{\ln(2)} \right) = 1,75 \quad \text{d'où } K_B = 0,75$$

et le robot hybride est de type B1. et de type B3. D'après le schéma du robot hybride Figure 3.19, chapitre 3, il y a quatre dispositions différentes des liaisons rotoïdes définies par les angles $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ pour la partie parallèle et l'angle de positionnement de la liaison rotoïde qui est en série.

$$B = -4 \left(\frac{1}{4} * \frac{\ln(1/4)}{\ln(2)} \right) = 2 \quad \text{d'où } K_B = 0,86$$

5 – Détermination de la complexité des structures

La complexité sera alors donnée par la formule suivante : $K = \frac{1}{4}(K_N + K_L + K_J + K_B)$ (7)

Elle est évaluée pour les trois conceptions de robots dans le tableau Figure C.4.

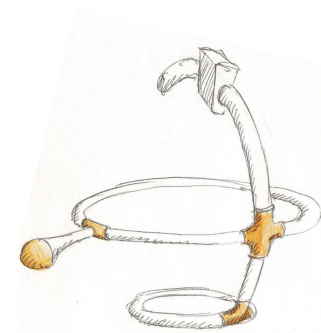
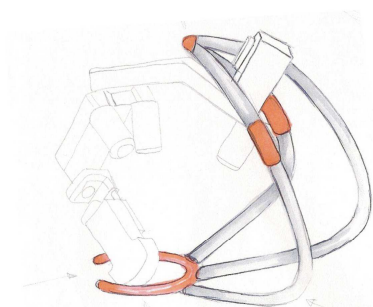
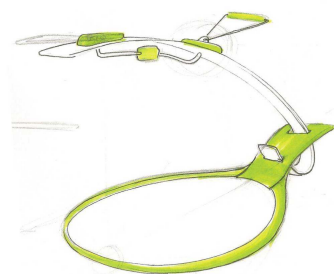
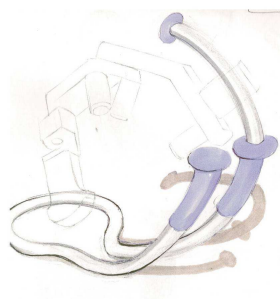
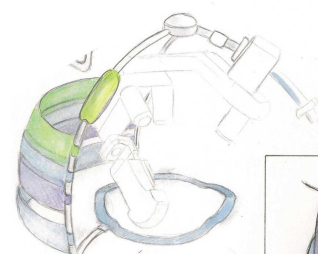
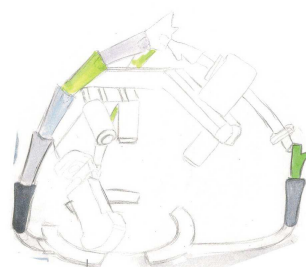
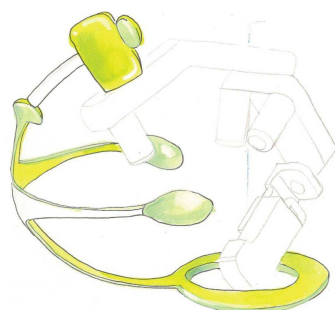
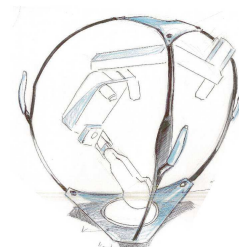
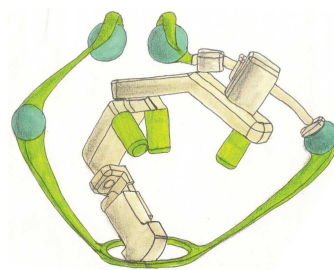
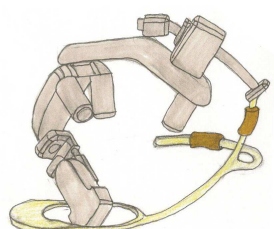
	KN	KL	KJ	KB	K
Série	0,95	0	0,52	0,43	0,475
Parallèle	0,999	0,86	0,52	0,75	0,78225
Hybride	0,997	0,63	0,52	0,86	0,75175

Figure C.4. Tableau donnant la complexité des trois conceptions de robots.

Ce tableau montre bien que le robot série est moins complexe que le robot hybride. La conception du robot parallèle est la plus compliquée en partie par son nombre importants de liaisons.

Annexe D

Recherches de design pour un robot de télé-échographie



Laurence NOUAILLE

Démarche de conception de robots médicaux Application à un robot de télé-échographie

Résumé : A partir de la conception d'un robot pour une application médicale particulière de télé-échographie, une démarche de conception générique de robots médicaux est proposée. L'étude se décompose en deux phases : la synthèse topologique et la synthèse dimensionnelle. La première est effectuée pour toutes applications médicales à partir de connaissances capitalisées dans un catalogue de robots médicaux réalisé au préalable. La synthèse dimensionnelle est établie pour un robot de télé-échographie. Une nouvelle structure cinématique de poignet sphérique série permettant de rejeter la singularité aux frontières de l'espace de travail est proposée. Après avoir réalisé une analyse cinématique validant le concept, plusieurs optimisations multi-critères sont effectuées selon des critères de performances cinématiques (manipulabilité, dextérité) et d'encombrement (compacité). Une comparaison de l'influence des indices de performance sur l'optimisation est réalisée. Le concept pour l'application de télé-échographie choisi et dimensionné, une démarche de conception préliminaire à l'aide de l'outil CAO est présentée. Une phase de conception collaborative avec des designers est menée afin d'améliorer l'ergonomie, la compacité et l'esthétique du robot. L'association des étapes de synthèses et de conception préliminaire a conduit à la proposition d'une démarche de conception de robots médicaux.

MOTS-CLES : robotique médicale, structures cinématiques, synthèse morphologique, mécanisme sphérique, télé-échographie, synthèse dimensionnelle, optimisation multi-critères, conception préliminaire, démarche de conception.

Methodology for medical robots design Application to a tele-echography robot

Abstract: From the design of a tele-echography robot for a specific medical application, a generic methodology for medical robots design is proposed. The study is presented in two parts: a topological synthesis and a dimensional one. The first is made for all medical applications, from a medical robots catalogue built beforehand. The second synthesis is established for a tele-echography robot. A new spherical kinematic structure permitting to reject singularities to the boundaries of the workspace is proposed. After having validated this concept from a kinematic point of view, several multi-criteria optimisations are realised according to kinematic indices (manipulability, dexterity) and bulkiness (compactness). A comparison of indices influence on optimisations is carried out. The concept for tele-echography robot chosen and dimensioned, a process of embodiment design with CAD tool is presented. A collaborative design phase with designers is led to improve ergonomics, compactness and aesthetic of the robot. The association of synthesis steps and embodiment design lead to propose a process of medical robots design.

KEYWORDS: medical robotics, kinematic structures, topological synthesis, spherical mechanism, tele-echography, dimensional synthesis, multi- criteria optimisations, embodiment design, design process.