

Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive

Damien Sallé

▶ **To cite this version:**

Damien Sallé. Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive. Automatique / Robotique. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2004. Français. NNT : . tel-00762265

HAL Id: tel-00762265
https://theses.hal.science/tel-00762265

Submitted on 8 Feb 2013

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

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

THESE de DOCTORAT

de

l'UNIVERSITE PARIS 6

Spécialité MECANIQUE - ROBOTIQUE

présentée par

Damien SALLÉ

pour obtenir le titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE PARIS 6

Sujet de la thèse :

Conception Optimale d'Instruments Robotisés à Haute Mobilité pour la Chirurgie Mini-Invasive

---

Soutenue le 6 Décembre 2004

devant le jury composé de :

E.	DOMBRE	Directeur de Recherche CNRS	*Rapporteur*
S.	ZEGHLOUL	Professeur à l'Université de Poitiers	*Rapporteur*
Ph.	BIDAUD	Professeur à l'Université Paris 6	*Directeur de thèse*
J.C.	GUINOT	Professeur à l'Université Paris 6	*Examinateur*
M.	SCHOENAUER	Directeur de Recherche INRIA	*Examinateur*
Ph.	WENGER	Directeur de Recherche CNRS	*Examinateur*
N.	BONNET	Chirurgien à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière	*Invité*

Remerciements

Cette thèse s'est déroulée au sein du Laboratoire de Robotique de Paris à Fontenay aux Roses. Je souhaite en premier lieu remercier Philippe Bidaud à double titre : en tant que directeur du LRP pour m'y avoir accueilli, et en tant que directeur de thèse et encadrant scientifique, pour m'avoir proposé un sujet de recherche innovant et ambitieux, m'avoir laissé une très grande autonomie d'action et de décision tout en me soutenant scientifiquement.

Une thèse est un long chemin parsemé d'embûches. Je souhaite donc remercier tous les membres du LRP qui ont contribué à rendre ce chemin praticable et agréable. Un grand merci en particulier à tous les doctorants qui m'ont autorisé à utiliser leur PC dans le cadre de mes optimisations parallèles et qui ont supporté les désagréments associés. Sans eux, ce travail n'aurait pas pu aboutir.

Un remerciement tout particulier à Francesco Cepolina, doctorant en cotutelle au LRP et à l'Université de Gênes en Italie. Il est venu travailler avec moi pendant un an sur la conception mécanique modulaire.

Quelques stagiaires ont également apporté leur contribution à cette recherche. Je souhaite les en remercier : Pascal Médéric, Julien Ritte et Omar N'diaye, pour la modélisation des gestes chirurgicaux, Hardy Desouza et Karim Chebaane pour la simulation réaliste et enfin Alexandre Facchin pour le développement du contrôleur temps réel.

Je voudrais également transmettre mes remerciements à Sébastien Cahon, doctorant au Laboratoire d'Informatique Fondamentale de Lille qui a pris beaucoup de son temps pour rendre paradisEO compatible avec Windows, et me permettre de faire tourner mes optimisations sur une grande partie des PC du laboratoire.

Je souhaite exprimer ma profonde gratitude au service SCRI/LPR du CEA Fontenay aux Roses et en particulier à Jean-Pierre Friconneau, Yann Perrot, Damien Schildknecht et Marc Itchah : ils m'ont apporté leur expérience et ont accepté de réaliser la plupart des pièces mécaniques qui forment le prototype de l'instrument chirurgical que j'ai développé. Sans oublier Vincent Moreau pour son aide dans la conception des cartes électroniques embarquées sur l'instrument.

Enfin, je remercie mes parents, mon frère et tous mes amis qui ont cru en moi et m'ont soutenu pendant les moments difficiles.

Résumé

La chirurgie mini-invasive a de nombreux avantages pour le patient mais augmente considérablement les difficultés pour le chirurgien. La robotique peut jouer ici un rôle déterminant. Les systèmes robotiques existants permettent de réaliser de nombreuses procédures chirurgicales avec efficacité. Cependant de nombreuses limitations existent, en particulier un manque de capacité de mouvements intra-cavitaires lors des procédures de chirurgie thoracique. Celle-ci ne peut être augmentée que par l'utilisation d'instruments cinématiquement redondants .

Or leur conception doit être adaptée à la tâche à réaliser et ne peut résulter d'un simple processus intuitif. En effet, elle doit prendre en compte simultanément l'espace libre très restreint, la présence d'organes vitaux et les gestes chirurgicaux complexes, mais également la commande de l'instrument redondant, qui détermine son comportement et ses performances.

La recherche proposée au cours de cette thèse concerne donc la conception optimale de systèmes robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive. Elle est basée sur l'utilisation d'un processus d'optimisation par algorithmes évolutionnaires multi-objectifs, couplé à une simulation réaliste de la tâche chirurgicale qui prend en compte tous les paramètres nécessaires à l'évaluation fidèle des instruments.

Cette méthodologie de conception a été appliquée au geste d'anastomose (de suture) réalisé lors d'une procédure de pontage coronarien. Elle aboutit à l'obtention d'un instrument chirurgical robotisé adapté, doté de 9 degrés de liberté : DRIMIS (Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery). Un prototype en a été réalisé et ses performances cinématiques évaluées.

Abstract

Minimally invasive surgery has numerous advantages for the patient but increases the requirements for the surgeons. Robotics can have great impact in this field. However the existing robotic systems have many limitations, including a lack of intra-cavital motions capabilities during thoracic procedures. Extra motion capabilities can only be provided by kinematically redundant instruments.

However their design must be dedicated to the surgical task and can't be found by a simple intuitive process. Indeed, it must simultaneously take into account not only the very limited free space, the presence of vital organs and the high complexity of the surgical gesture but also the control of the redundant instrument that defines its behavior and performance.

The research carried out during this PhD thesis refers though to the optimal design of high-mobility surgical instruments dedicated to minimally-invasive surgery. The proposed methodology is based on an optimisation process using multi-objective evolutionary algorithms, coupled with a realistic simulation of the surgical task that considers all the parameters needed to reliably evaluate the instruments.

This design methodology has been applied to the anastomosis (suturing) gesture of a coronary artery bypass grafting procedure. It results in a robotized surgical instrument made of 9 degrees of freedom : DRIMIS (Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery). This instrument has been prototyped and its kinematic performance have been evaluated.

Edison : "*The first requisite for success is the ability to apply your physical and mental energies to one problem incessantly without growing weary*"

Edison : "*La première condition du succès est la capacité à continuellement focaliser ses énergies physiques et mentales sur un unique problème, tout en prévenant monotonie et lassitude*"

Table des matières

Table des matières **xi**

Liste des tableaux **xv**

Table des figures **xvii**

Introduction **1**
0.1 La chirurgie mini-invasive 1
0.2 Les apports de la robotique 3
0.3 Limitations des systèmes existants 4
0.4 Systèmes à haute mobilité 7
0.5 Méthode de conception optimale d'instruments à haute mobilité 11

1 Modélisation du geste chirurgical **13**
1.1 La technique du pontage coronarien 14
1.2 État de l'art de la modélisation des sutures 18
1.3 Première campagne de mesures 22
1.3.1 Dispositif 22
1.3.2 Résultats obtenus 22
1.4 Deuxième campagne de mesures 24
1.4.1 Dispositif 24
1.4.2 Données recueillies 25
1.5 Modélisation du geste d'anastomose 29
1.6 Conclusion 29

2 Conception mécanique **31**
2.1 Contraintes de conception 32
2.2 Proposition de conception 33
2.2.1 Choix privilégiés 35
2.2.2 Modules d'actionnement à 1 ddl 36
2.2.3 Modules d'actionnement à 2 ddl 38

2.2.4 Porte-aiguille . . . 39
2.3 Validation des capacités mécaniques . . . 45
2.3.1 Axe orthogonal au module . . . 45
2.3.2 Axe colinéaire au module . . . 48
2.4 Validation du porte-aiguille . . . 49
2.4.1 Configuration hélicoïdale - tour complet . . . 50
2.4.2 Configuration hélicoïdale - demi-tour . . . 51
2.4.3 Configuration hélicoïdale - un huitième de tour . . . 52
2.4.4 Configuration fils droits . . . 53
2.4.5 Synthèse des caractéristiques de l'actionneur du module porte-aiguille . . . 53
2.5 Conclusion . . . 55

3 Processus d'exploration/optimisation 57
3.1 Interprétation des problèmes multi-objectifs . . . 58
3.1.1 Front de Pareto . . . 59
3.1.2 Notion de domination . . . 60
3.1.3 Prise en compte de contraintes . . . 61
3.2 Les techniques d'optimisation multi-objectifs . . . 61
3.2.1 Méthodes dégénérées vers un problème mono-objectif . 62
3.2.2 Méthodes non-Pareto . . . 67
3.2.3 Méthodes Pareto . . . 70
3.2.4 Conclusion sur les méthodes multi-objectifs . . . 75
3.3 Adaptation de NSGAII pour l'optimisation d'instruments mini-invasifs . . . 75
3.3.1 Paramètres d'optimisation . . . 76
3.3.2 Codage des instruments . . . 77
3.3.3 Opérateurs génétiques . . . 77
3.3.4 Nécessité de simulations réalistes pour l'évaluation . . . 79

4 Évaluation - Quantification des performances 81
4.1 Modélisation de la scène chirurgicale . . . 81
4.1.1 Modélisation de la cage thoracique . . . 82
4.1.2 Trajectoire et efforts d'interaction . . . 82
4.2 Commande de l'instrument pour la simulation . . . 84
4.2.1 Inverses généralisées et non homogénéité . . . 87
4.2.2 Utilisation de la redondance . . . 95
4.2.3 Algorithme de commande implémenté . . . 104
4.3 Critères de performance . . . 107
4.3.1 Capacité de réalisation du geste chirurgical . . . 108
4.3.2 Manipulabilité . . . 109

4.3.3 Distance aux organes . . . 118
4.3.4 Efforts généralisés . . . 119
4.4 Algorithme général de la simulation . . . 120
4.5 Conclusion . . . 122

5 Résultats d'optimisation 123
5.1 Application de la méthodologie à la conception d'un instrument chirurgical . . . 123
5.2 Validation de la méthodologie de conception optimale proposée 124
5.2.1 Observations préliminaires . . . 125
5.2.2 Convergence . . . 128
5.2.3 Répétabilité . . . 131
5.2.4 Robustesse de l'optimisation . . . 136
5.2.5 Influence des opérateurs génétiques . . . 137
5.2.6 Conclusion . . . 139
5.3 Évolution du décodage génotype → phénotype . . . 139
5.4 Détermination d'un instrument optimal . . . 142
5.4.1 Position trocart 3ème espace intercostal côté . . . 142
5.4.2 Position trocart 3ème espace intercostal dessus . . . 143
5.4.3 Position trocart 4ème espace intercostal côté . . . 144
5.4.4 Choix d'un instrument optimal . . . 145
5.5 Conclusion . . . 154

6 DRIMIS : Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery 157
6.1 Analyse Cinématique . . . 157
6.1.1 Description de la cinématique . . . 157
6.1.2 Espace de travail . . . 159
6.1.3 Jacobienne du mécanisme complet . . . 161
6.1.4 Singularités . . . 161
6.2 Démonstrateur réalisé . . . 172
6.3 Conclusion . . . 174

7 Conclusion et perspectives 175

Conclusion et perspectives 175

Annexes 191

A Méthodes d'optimisation mono-objectif et algorithmes génétiques 191

A.1 Les différentes techniques d'optimisation mono-objectif 191
A.1.1 Méthodes déterministes 191
A.1.2 Méthodes stochastiques 193
A.2 Les algorithmes génétiques - AG 196
A.2.1 Principe général 196
A.2.2 Codage des individus 197
A.2.3 Opérateurs génétiques 198
A.2.4 Remplacement 202
A.2.5 Améliorations classiques 203
A.2.6 Gestion des contraintes 205

B Algorithmes d'optimisation multi-objectifs 207
B.1 Quelques algorithmes non élitistes 207
B.1.1 Multiple Objective Genetic Algorithm - MOGA 207
B.1.2 Non Dominated Sorting Genetic Algorithm - NSGA . . 207
B.1.3 Niched Pareto Genetic Algorithm - NPGA 208
B.2 Quelques algorithmes élitistes 208
B.2.1 Strength Pareto Evolutionary Algorithm - SPEA . . . 208
B.2.2 Pareto Archived Evolution Strategy - PAES 209
B.2.3 Non Dominated Sorting Genetic Algorithm II - NSGAII 209
B.2.4 Pareto envelope based Selection algorithm I et II- PESAI et II 211
B.2.5 Strength Pareto Evolutionnary Algorithm II - SPEAII 212

C Calcul de la matrice d'inertie d'un manipulateur 213

D Calcul de la distance instrument - organes 215

E Fronts de Pareto pour les optimisations réalisées 219

Liste des tableaux

2.1 Essais d'actionnement de la pince 54
2.2 Modules disponibles pour l'optimisation 56

4.1 Influence des matrices de normalisation 93
4.2 Influence des matrices de normalisation sur l'indice de Yoshikawa 116

5.1 Influence des paramètres d'optimisation sur la convergence . . 138

6.1 Table DH de l'instrument DRIMIS 158

Table des figures

1 Configuration de chirurgie mini-invasive 2
2 Mobilités en chirurgie mini-invasive 2
3 Salle d'opération lors d'une intervention avec le système Da Vinci 3
4 Quelques exemples de poignets intra-cavitaires 4
5 Transparence avec le MC2E du LRP 5
6 Quelques exemples d'endoscopes 8
7 Quelques exemples d'instruments à haute mobilité 9
8 Articulation des différentes étapes de la méthode proposée. . . 12

1.1 Artères coronaires 14
1.2 Principe du pontage coronarien 15
1.3 Utilisation d'un stabilisateur cardiaque 16
1.4 Principe de la suture ou anastomose 17
1.5 Efforts relevés lors d'une ponction sur un foie de boeuf 19
1.6 Efforts relevés lors d'une ponction sur un foie de boeuf 20
1.7 Efforts relevés lors d'une ponction sur une prostate de chien . 20
1.8 Dispositif d'insertion uni-axiale 22
1.9 Résultats obtenus lors de la perforation d'une coronaire 23
1.10 Porte-aiguilles instrumentés 24
1.11 Efforts d'interaction aiguille-tissus, bord revers 26
1.12 Efforts normaux vs Position pour le bord revers 27
1.13 Efforts tangents vs Position pour le bord revers 27
1.14 Trajectoire sur le bord revers de l'anastomose 28

2.1 Choix du matériau 33
2.2 Manipulateurs utilisables avec l'instrument à haute mobilité . 34
2.3 Instrument quelconque et ses degrés de liberté 35
2.4 Module d'actionnement à 1 ddl à axe orthogonal 36
2.5 Module d'actionnement à 1 ddl à axe colinéaire 37
2.6 Module d'actionnement à 2 ddl avec transmissions à 90° . . . 38
2.7 Module d'actionnement à 2 ddl avec rotation propre 39

2.8 Courbe expérimentale contrainte-déformation pour le Nitinol . 40
2.9 Principe d'actionnement simple effet d'un fil en AMF 41
2.10 Principe d'actionnement simple effet d'un fil en AMF 41
2.11 Pince porte aiguille 42
2.12 Pince porte-aiguille 43
2.13 Influence de β sur les caractéristiques de la pince 44
2.14 Prototype réalisé 46
2.15 Asservissement de position - axe orthogonal 46
2.16 Mesure expérimentale du couple - axe orthogonal 47
2.17 Asservissement de position - axe colinéaire 48
2.18 Mesure expérimentale du couple - axe colinéaire 49
2.19 Prototype de l'actionneur de la pince AMF 50
2.20 Mesure expérimentale du déplacement de l'actionneur hélicoïdal 50
2.21 Mesure du déplacement pour un demi-tour d'hélice 52
2.22 Mesure du déplacement pour un huitième de tour d'hélice . . . 52
2.23 Mesure du déplacement pour des fils droits 53
2.24 Pince en position ouverte 55
2.25 Schématisation des modules disponibles pour l'optimisation . . 56

3.1 Espace des paramètres vs espace des objectifs 58
3.2 Front de Pareto et choix du meilleur compromis 59
3.3 Principe de domination 60
3.4 Approche par combinaison linéaire 63
3.5 Problème lié à la concavité du front de Pareto 63
3.6 Solution optimale favorisant la manipulabilité 64
3.7 Solution optimale favorisant la compacité 65
3.8 Méthode ϵ-Contrainte 66
3.9 Méthode Goal Programming 67
3.10 Algorithme VEGA 68
3.11 Méthode lexicographique pour 2 objectifs 69
3.12 Méthodes Pareto : convergence et diversité 70
3.13 Distance de crowding pour NSGAII 73
3.14 Principe de l'algorithme NSGAII 74
3.15 Les trois techniques d'optimisation multi-objectifs 75
3.16 Illustration d'un instrument quelconque 76
3.17 Composition de l'instrument illustré figure 3.16 77
3.18 Croisement à un point pour le codage utilisé 78
3.19 Mutation pour le codage utilisé 78
3.20 Principe de l'évaluation parallèle 80

4.1 Modélisation 3D de la cage thoracique 82

4.2 Modélisation de la trajectoire 83
4.3 Principe du filtrage numérique de la pseudo inverse [108] . . . 87
4.4 Robot RPRR 89
4.5 Exemple d'illustration 96
4.6 Noyau de J et projection sur le noyau 97
4.7 Tâche cartésienne - formulation 1 99
4.8 Singularités d'origine algorithmique 100
4.9 Tâche cartésienne - formulation 2 101
4.10 Tâches compatibles 102
4.11 Tâches presque incompatibles 102
4.12 Tâches incompatibles 103
4.13 Évolution d'un instrument redondant dans la cage thoracique . 107
4.14 Comparaison des indices de manipulabilité 114
4.15 Approximation des organes par des primitives simples 119
4.16 Pseudo code de la simulation réaliste 121
4.17 Puce du LRP incluant 8 capteurs d'effort (1,5 mm de coté) . . 122

5.1 Positions du trocart utilisées 124
5.2 Instrument composé de 6 modules pour 9 ddl 126
5.3 Mise en évidence d'instruments du biais 127
5.4 Convergence vers le front Pareto optimal, au fil des générations 129
5.5 Distance minimale aux points de perforation de la coronaire . 130
5.6 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 1 131
5.7 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 2 132
5.8 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 3 132
5.9 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 4 132
5.10 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 5 133
5.11 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 6 133
5.12 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 7 133
5.13 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm - Optimisation 8 134
5.14 Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 1 135

5.15 Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 2 . . . 135
5.16 Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 3 . . . 135
5.17 Modification de l'orientation de la trajectoire . . . 136
5.18 Front de Pareto obtenu pour l'évaluation de la robustesse-1degré 136
5.19 Front de Pareto obtenu pour l'évaluation de la robustesse-3degrés . . . 137
5.20 Instrument issu du décodage direct - Schémas blocs . . . 139
5.21 Instrument issu du décodage direct - Instrument simulé . . . 140
5.22 Module de la conception proposée . . . 140
5.23 Instrument issu du décodage adapté à la conception mécanique proposée . . . 141
5.24 Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm . . . 142
5.25 Répartition des instruments dans le front Pareto pour le 3ème espace inter-costal . . . 143
5.26 Front Pareto - 3ème interstice dessus - 4 modules - 0,1mm . . . 144
5.27 Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm . . . 145
5.28 Répartition des instruments dans le front Pareto . . . 145
5.29 Instruments optimaux pour les 3 positions de trocart . . . 147
5.30 Instruments optimaux dans le front Pareto 3ème espace côté . 148
5.31 Instruments optimaux dans le front Pareto 4ème espace côté . 149
5.32 Comparaison du critère de manipulabilité pour les 5 instruments 150
5.33 Comparaison des distances aux organes des 5 instruments pour le 3ème espace côté . . . 151
5.34 Comparaison des distances aux organes des 5 instruments pour le 4ème espace côté . . . 152
5.35 Comparaison du couple articulaire des 5 instruments pour le 3ème espace côté . . . 153
5.36 Comparaison du couple articulaire des 5 instruments pour le 4ème espace côté . . . 154
5.37 Évolution de l'instrument 188 dans la cage thoracique . . . 155
5.38 Évolution de l'instrument 188 dans la cage thoracique . . . 156

6.1 Schéma cinématique de DRIMIS . . . 158
6.2 Instrument DRIMIS et son espace de travail . . . 159
6.3 Espace de travail : section 1 . . . 160
6.4 Espace de travail : section 2 . . . 160
6.5 Quelques configurations singulières . . . 171
6.6 DRIMIS : prototype réalisé . . . 172
6.7 DRIMIS : prototype réalisé . . . 172

6.8 DRIMIS : prototype réalisé 173

A.1 Méthode du Tunneling 193
A.2 Principe de fonctionnement d'un AG 197
A.3 Croisement à 1 point 199
A.4 Croisement à 2 points 200

B.1 Distance de crowding pour NSGAII 210
B.2 Principe de l'algorithme NSGAII 211

D.1 Calcul de la distance instrument-sphère 215
D.2 Calcul de la distance instrument-sphère 216
D.3 Calcul de la distance instrument-cylindre 217

E.1 Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le côté du 3ème espace inter-costal et un décodage réaliste 219
E.2 Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le dessus du 3ème espace inter-costal et un décodage réaliste . . 220
E.3 Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le côté du 4ème espace inter-costal et un décodage réaliste 221

Introduction

0.1 La chirurgie mini-invasive

Ces dernières années, les pratiques chirurgicales ont beaucoup évolué, passant de la chirurgie ouverte où le chirurgien travaille au contact direct des organes, à la chirurgie dite mini-invasive. Cette dernière est aujourd'hui pratiquée dans de nombreux domaines de la médecine : orthopédie, ORL, gynécologie, urologie, chirurgie digestive ou encore thoracique. Elle s'est développée en utilisant l'endoscopie : un endoscope muni d'une caméra est introduit dans l'abdomen ou la cage thoracique par une petite incision (environ 1cm de diamètre). Il permet de visualiser l'intérieur du corps du patient. Par de nouvelles incisions, le chirurgien introduit des instruments rigides dont les extrémités sont similaires aux instruments de chirurgie ouverte. Afin de ne pas blesser davantage le patient, ces instruments, de même que l'endoscope, coulissent dans des trocarts, sortes de glissières placées dans l'incision, comme illustré figure 1(issu de KISMET Medical Applications). Les gestes opératoires sont retransmis sur un écran de vidéo. Le chirurgien opère arcbouté sur le patient, guidé par l'image vidéo. Il est aidé d'un assistant qui manipule l'endoscope.

Le chirurgien et son équipe sont ainsi amenés à opérer à l'aide d'instruments rigides manipulés à travers la paroi du patient et guidés par une simple image vidéo. Le chirurgien est dans une position inconfortable tout au long de l'opération : debout, les bras au-dessus du patient, la tête tournée vers l'écran vidéo. Les instruments sont difficiles à manipuler car les mouvements réalisables sont inversés et limités. De plus les contraintes de passage par le point fixe d'insertion limitent la mobilité des instruments à quatre : une translation et une rotation suivant l'axe de l'instrument ainsi que deux rotations autour du point d'incision.

Son principal avantage est pour le patient : cette technique permet de diminuer la taille des incisions et par là-même les complications post-opératoires. Mais elle permet également de réduire la durée d'hospitalisation nécessaire à son rétablissement. Cette technique est donc très avantageuse d'un aspect

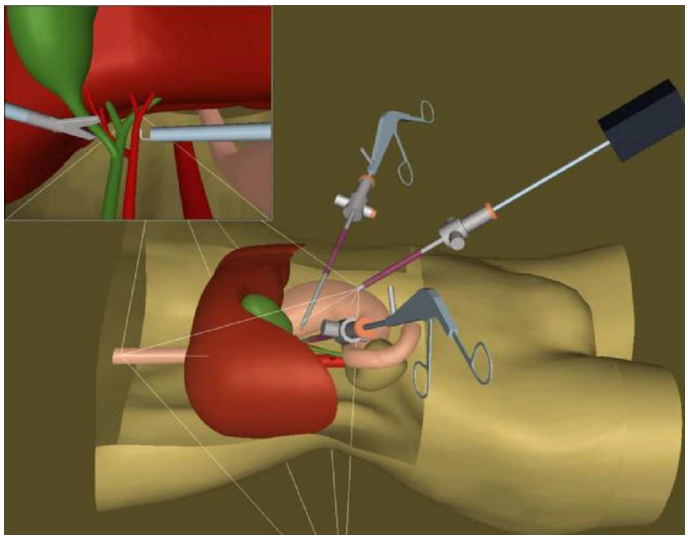


FIG. 1 – Configuration de chirurgie mini-invasive

esthétique, sanitaire et financier mais est beaucoup plus complexe et limitative pour le chirurgien et n'est envisageable que pour un nombre limité de procédures chirurgicales.

Pour palier ces problèmes de mobilité des instruments mini-invasifs, des systèmes robotiques ont été développés. L'un de leurs intérêts majeurs est de redonner au chirurgien la mobilité dont il dispose en chirurgie ouverte en plaçant des articulations supplémentaires entre le trocart et l'outil terminal, comme illustré sur la figure 2 :

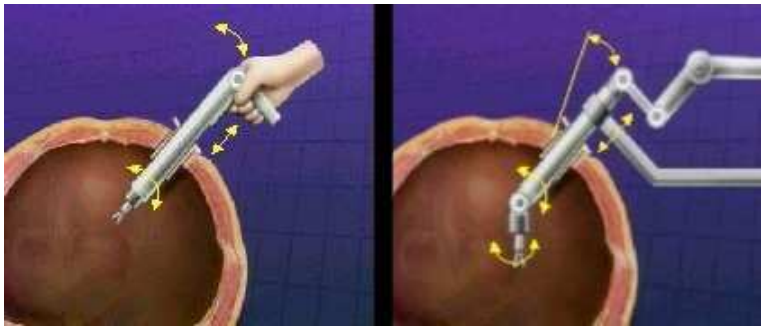


FIG. 2 – Mobilités en chirurgie mini-invasive

0.2 Les apports de la robotique

Les instruments sont alors trop complexes pour que le chirurgien puisse les diriger directement. Il doit utiliser un système de télé-opération : il opère à partir d'une console de commande située dans le bloc opératoire, près du patient, et composée de deux bras maîtres. Le système robotique permet de manipuler les instruments ainsi que l'endoscope. Le chirurgien est confortablement assis, coudes et poignets posés comme illustré en figure 3. Le robot esclave reproduit les déplacements du bras maître et réalise l'opération chirurgicale sur le patient. Les techniques de télé-opération traditionnelles peuvent être appliquées à ce système de chirurgie : par exemple, en introduisant un rapport homothétique entre les déplacements des bras maîtres et esclaves, il est possible d'augmenter la précision du geste chirurgical ; ou encore en filtrant les mouvements du bras maître, il est possible d'éliminer les éventuels tremblements du chirurgien. Ce dernier est désormais capable, pour certaines procédures, de reproduire fidèlement les gestes qu'il réalise habituellement en chirurgie ouverte.



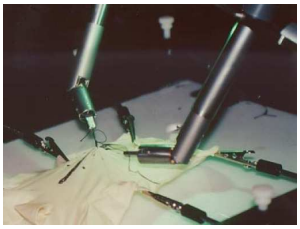
FIG. 3 – Salle d'opération lors d'une intervention avec le système Da Vinci

Les avantages d'un tel système robotique sont, pour le chirurgien, l'amélioration du confort opératoire, l'amélioration de la précision de ses gestes et l'augmentation de ses capacités de mouvement intra-cavitaire. Dans la majorité des systèmes existants, cette capacité est apportée par des instruments dotés de poignets à 2 degrés de liberté (ddl) mus par des actionneurs déportés à l'extérieur du patient. La transmission est alors généralement réalisée par câbles comme pour les deux robots commerciaux, Zeus [109] et da Vinci [48], ainsi que pour de nombreux prototypes de centres de recherche tels que le DLR [97], Berkeley [14], le MIT [74], et bien d'autres (Fig 4). Mais ils peuvent également être actionnées par des systèmes de biellettes comme pour ARTEMIS [87] ou l'instrument de l'université de Tokyo [79, 110], ou

encore par des systèmes à vis-écrou comme pour les instruments développés à l'université Simon Fraser au Canada [41].



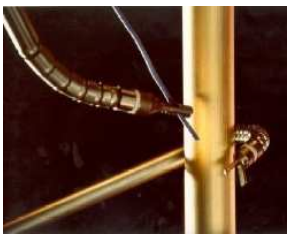
(a) Poignet du DLR



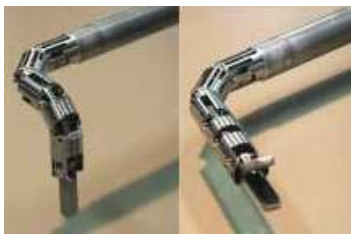
(b) RTW, Berkeley



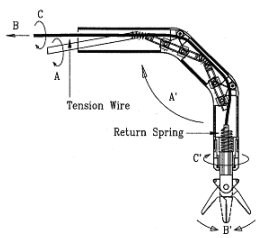
(c) Black Falcon, MIT



(d) ARTEMIS



(e) Université de Tokyo



(f) Vis-écrou, Simon Fraser

FIG. 4 – Quelques exemples de poignets intra-cavitaires

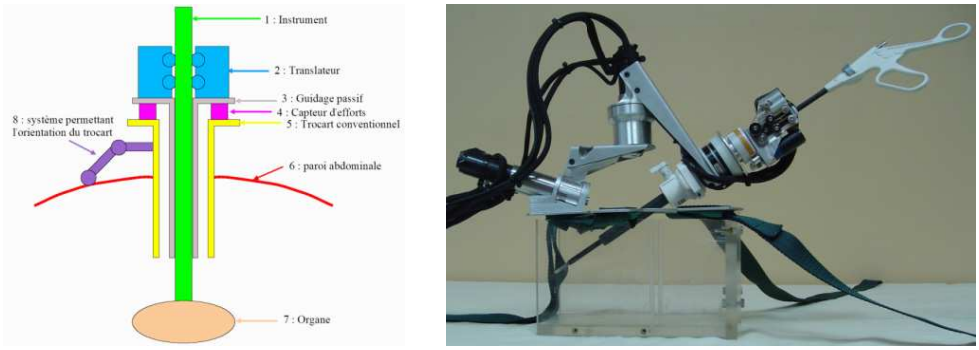
Ces apports technologiques ont accru les capacités de mouvement des chirurgiens mais des limitations importantes persistent encore dans les systèmes de chirurgie mini-invasive robotisée.

0.3 Limitations des systèmes existants

Les chirurgiens, au delà des apports évidents de la robotique, soulignent de nombreuses limitations des systèmes actuels en mettant en avant deux points principaux :

- ***L'absence de retour d'effort*** et donc la perte du sens tactile, primordial en chirurgie ouverte.
  Les techniques de retour haptique traditionnelles, telles qu'utilisées sur les robots de manutention dans le domaine nucléaire par exemple, ne peuvent être utilisées dans le contexte de la chirurgie mini-invasive car le trocart engendre des frottements importants, au delà même des efforts générés pendant la chirurgie [92].

La solution la plus évidente serait de disposer un capteur d'effort au plus proche de l'instrument chirurgical. Mais la conception d'un tel capteur, stérilisable et à coût modéré est un défi à lui seul. Le DLR [97] tente de relever ce défi et propose un premier prototype, illustré en figure 4(a).
Une autre approche est proposée par le Laboratoire de Robotique de Paris : mesurer et éliminer les frottements du trocart en utilisant un "trocart actif" muni d'un capteur d'efforts judicieusement placé [112]. Cette approche, illustrée en figure 5 offre des résultats très encourageants puisqu'elle fonctionne parfaitement avec des instruments de chirurgie mini-invasive traditionnels et permet la transparence complète du système.



(a) Principe (b) Prototype

FIG. 5 – Transparence avec le MC2E du LRP

– ***Des problèmes de dextérité et d'espace de travail*** qui les obligent à changer la position des trocarts au cours de l'intervention. La dextérité peut recouvrir de nombreuses notions, géométriques, cinématiques ou concernant la transmission d'efforts. Comme détaillé de manière plus précise dans la suite de ce manuscrit, la dextérité peut être considérée ici comme la capacité du mécanisme à transformer les vitesses articulaires en vitesses de l'effecteur, donc sa capacité à réaliser les mouvements désirés.
Selon le chirurgien Damiano, auteur de nombreuses opérations cardiaques avec le système da Vinci, les systèmes robotiques actuels doivent être reconçus. D'après son expérience, un inconvénient majeur est la rigidité des instruments utilisés qui limite les manoeuvres possibles, en particulier en chirurgie thoracique, et qui rend la position des trocarts

primordiale pour le succès de la procédure. Par exemple, les instruments actuels rendent hasardeux voire impossible l'accès aux artères circonflexes et postérieures, empêchant la réalisation de pontages coronariens multiples. Il suggère le développement d'instruments et endoscopes flexibles ou à haute mobilité [23].
Un autre chirurgien, le Dr Falk [40], dit à propos du système da Vinci et d'une série de pontages coronariens endoscopiques réalisés sur des chiens, que la limitation de ce système est la présence de singularités qui apparaissent lors de la réalisation du geste de suture. Les singularités dont il est question ici correspondent aux configurations pour lesquelles certains axes sont en butée articulaire. Il y a ainsi perte de mobilité et singularité. Les chirurgiens sont alors obligés de réaliser une nouvelle incision et de changer la position du trocart pour poursuivre la procédure chirurgicale. Le Dr Falk évoque donc la nécessité de développer de nouveaux poignets intra-cavitaires mieux adaptés à la chirurgie thoracique.
Howe [52], en reprenant les propos des chirurgiens, précise que la conception mécanique des systèmes existants limite la dextérité des chirurgiens, en particulier au cours de procédures où les contraintes de taille sont très importantes -à l'image de la chirurgie cardiaque-. Il stipule également que les cinématiques et actionneurs des systèmes existants sont loin d'être parfaitement adaptés, qu'ils limitent à l'heure actuelle le développement de la micro-robotique pour la chirurgie mini-invasive, et qu'il y a donc un besoin fort de systèmes robotiques aux cinématiques nouvelles et optimisées.
Taylor [105] pointe du doigt le problème du positionnement du trocart en chirurgie endoscopique, qui limite les capacités de mouvement lors du geste chirurgical. Il précise que malgré les nombreux travaux effectués pour résoudre ce problème, un regain d'effort est nécessaire dans le planning pré-opératoire et le recalage, pour permettre un positionnement judicieux des trocarts, ainsi que dans le développement de robots permettant une dextérité accrue lors du geste chirurgical.
Un nombre croissant de sujets de recherche concerne en effet l'optimisation de la position des trocarts et des bases des robots afin de permettre au chirurgien de réaliser le geste prévu et ce en conservant une bonne dextérité [12, 21, 68, 98]. Cependant ces techniques ne permettent pas d'accroître la dextérité du chirurgien, au mieux elles permettent de lui assurer de pouvoir réaliser le geste chirurgical.

Ces deux limitations importantes des systèmes de chirurgie mini-invasive sont des sujets de recherche ambitieux. Si l'on se focalise sur le problème de

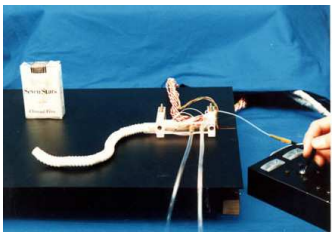
la dextérité du chirurgien, il apparaît très nettement un besoin d'instruments à haute mobilité.

0.4 Systèmes à haute mobilité

Quelques prototypes de systèmes à haute mobilité existent mais il est nécessaire de les différencier d'après leur utilisation en tant que cathéters, endoscopes ou instruments chirurgicaux. La liste suivante est non-exhaustive mais représentative des technologies utilisables pour chaque catégorie :

1. Les cathéters :
   Ils sont généralement insérés dans les artères pour faire de l'inspection, déposer des stents ou des substances actives. Ils doivent être souples pour glisser et s'adapter aux courbures des vaisseaux. Ils ont des capacités d'actionnement limités dont le but est d'orienter la tête du dispositif. Ils intègrent un canal outil de très petit diamètre.
2. Les endoscopes, illustrés figure 6 :
   Ils sont utilisés pour améliorer la vision du chirurgien en lui offrant de nombreux points de vue différents. La plupart des endoscopes à haute mobilité utilisent des alliages à mémoire de forme (AMF) pour leur faible taille et la facilité de mise en action de leur capacité de contraction. Ils doivent être tubulaires pour intégrer un canal outil et loger des fibres optiques ou les câbles d'un capteur CCD ou CMOS. Ils doivent supporter leur poids et se déplacer dans l'espace pour offrir des points de vue différents au chirurgien tout en satisfaisant les contraintes de non-détérioration des organes. Leurs contraintes de conception se résument donc à des capacités de positionnement et d'orientation dans l'espace, à faible vitesse, et sans génération d'efforts sur l'environnement. Quelques exemples de systèmes existants sont illustrés ci-dessous :
   - Elastor : développé en 1986 par Ikuta et Hirose [55], c'est le premier endoscope actif à haute mobilité. Il est actionné par des fils en alliages à mémoire de forme et est dédié à l'inspection intestinale.
   - Hyper-Endoscope [53, 54] : c'est une amélioration de l'endoscope Elastor. Il utilise des actionneurs piézo-électriques de type inchworm : leur élongation est transformée en rotation de l'axe. Il est doté de 5 articulations et mesure 10mm de diamètre.
   - AGEND : c'est un endoscope à très haute mobilité dont la structure est faite d'anneaux alternés à 90 degrés. Chaque anneau est actionné par des ressorts antagonistes en alliages à mémoire de forme : c'est la différence de raideur entre les états austénitiques et martensitiques de l'AMF qui est ici utilisée. Il mesure 7mm de diamètre [104].

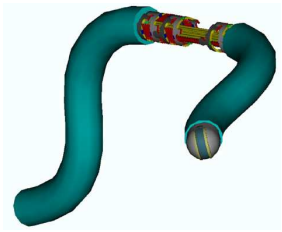
- Endo-périscope : c'est une structure fixée en partie distale d'un instrument rigide. Il est doté de deux degrés de liberté dont un en trompe d'éléphant. Il mesure 15mm de diamètre et est actionné par câbles [7].
- Endoscope Vertébré : développé à l'université de Louvain en Belgique, cet endoscope est composé de vertèbres actionnées par des plaquettes en AMF [86].



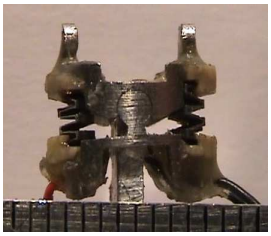
(a) Elastor



(b) Hyper-Endoscope



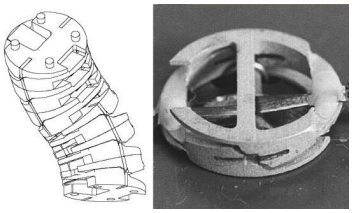
(c) Agend



(d) Agend Proto



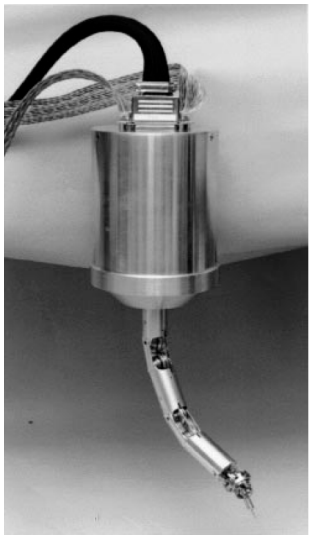
(e) Endo-Periscope



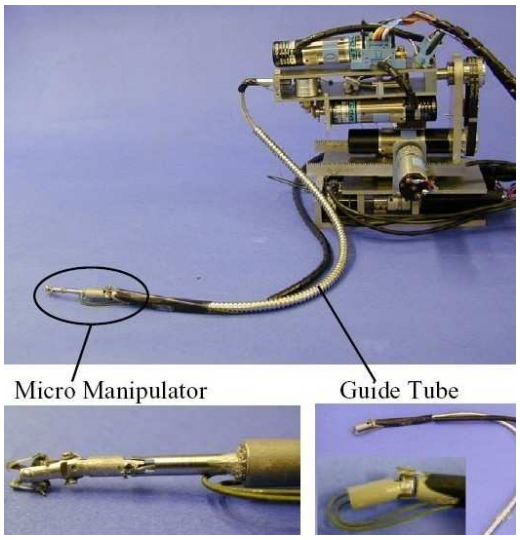
(f) Endoscope vertébré

FIG. 6 – Quelques exemples d'endoscopes

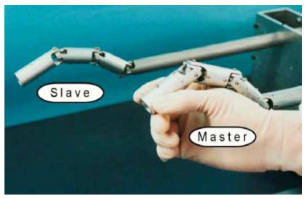
3. Les instruments chirurgicaux, dont un aperçu non limitatif est illustré figure 7 :
   Ils sont utilisés pour réaliser les gestes chirurgicaux tels que dissections, sutures, biopsies... Ils doivent pouvoir générer des efforts importants sur l'effecteur pour lui permettre de couper, cautériser, suturer ou encore nouer. Ils doivent également être rapides pour être télé-opérés par un chirurgien. Les AMF sont notamment trop lents et ne peuvent pas être utilisés. Les systèmes existants utilisent donc principalement des câbles comme moyen d'actionnement.



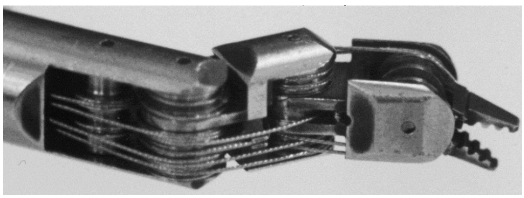
(a) RAMS



(b) Remote Microsurgery System



(c) HyperFinger



(d) Partie intra-cavitaire de RobIn

FIG. 7 – Quelques exemples d'instruments à haute mobilité

- RAMS : activité du Jet Propulsion Lab pour la chirurgie ophtalmique [25]. Doté de 6 degrés de liberté (ddl), il mesure 2.5cm de diamètre et est actionné par des engrenages dont les moteurs sont déportés. Une réduction d'échelle pourrait rendre ce système intéressant pour la chirurgie mini-invasive.
- Hyper Finger : réalisé par l'Université de Nayoya en 2003, cet instrument a un diamètre de 10mm, 7 ddl d'actionnement intra-corporel utilisant câbles et cardans plus une pince [56].
- Remote Microsurgery System for deep and Narrow Space : réalisé en 2003 également par l'Université de Nayoya, cet instrument dédié à la chirurgie ORL possède une partie distale de 3mm de diamètre, 6 ddl d'actionnement intra-corporel utilisant câbles et cardans plus

une pince [57].
- RobIn : réalisé en 2003 par la Foundation for Development of Cardiac Surgery en Pologne, il est doté de 3 ddl intra-cavitaires pour le positionnement d'un porte aiguille. Il mesure 10 mm de diamètre et est actionné par câbles [81].

Les contraintes de conception d'un endoscope ou d'un fibroscope et d'un instrument de chirurgie devant réaliser des sutures en chirurgie cardiaque ne sont donc pas du même ordre : les contraintes de taille sont draconiennes pour les fibroscope, les capacités de mouvement et de grands changements de forme sont recherchées pour les endoscopes, sans contrainte forte concernant les temps de réponse ou les efforts, tandis que pour la conception des instruments chirurgicaux, la contrainte principale est la capacité de développer des efforts relativement importants et ayant des temps de réponse faibles pour ne pas limiter la gestuelle des chirurgiens.

Les différents instruments à haute mobilité évoqués, plus ou moins efficaces et adaptés, permettent d'augmenter le nombre de degrés de liberté intra-cavitaires. Mais aucune analyse n'est conduite, à notre connaissance, pour évaluer l'adaptation de leurs cinématiques à une procédure chirurgicale donnée. Il semble que celles-ci soient principalement influencées par des contraintes technologiques. Or de la cinématique même de l'instrument dépend les capacités du chirurgien à réaliser efficacement et aisément la procédure chirurgicale, comme le montre parfaitement le problème du placement des trocarts avec le da Vinci. L'utilisation d'une cinématique assez généraliste comme celles des systèmes existants semble envisageable pour les procédures abdominales où l'espace libre est très grand et où la déformation de l'abdomen introduit une mobilité résiduelle non négligeable au niveau du trocart. Elle est cependant proscrite pour les procédures thoraciques où la compacité et l'adaptation à la tâche doivent être maximales.

Dans ces conditions, les instruments chirurgicaux doivent être repensés et leur cinématique doit dépendre très fortement de la tâche à réaliser. Les contraintes à prendre en compte lors du choix d'une telle cinématique sont nombreuses : elles proviennent de l'espace thoracique libre très limité, de la présence d'organes vitaux, de la complexité des gestes à réaliser mais également de la possibilité de redondance des instruments, de leur commande avec mouvements internes, de leur espace de travail ou encore de leur capacité de production d'efforts. La cinématique d'un instrument à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive ne peut donc pas être choisie à la suite d'un simple processus intuitif. Il est nécessaire de suivre une démarche de conception qui

prenne en compte la tâche à réaliser et les contraintes, et qui propose des cinématiques d'instruments adaptées.

0.5 Méthode de conception optimale d'instruments à haute mobilité

La recherche développée tente de proposer une solution adaptée au problème de dextérité des chirurgiens par la conception d'un système robotisé modulaire à haute mobilité. Cette thèse s'inscrit au sein du projet CNRS-ROBEA MARGE (Modélisation, Acquisition et Reproduction du Geste Endochirurgical) [32–34], en partenariat avec le LIRMM de Montpellier, le service de robotique du CEA (DIST/SRSI) et le service de chirurgie cardiovasculaire et thoracique de l'hôpital de la Pitié Salpêtrière à Paris. Ce projet de deux ans s'intéresse à 4 aspects de la chirurgie mini-invasive robotisée : la modélisation des gestes chirurgicaux, la conception optimale d'instruments à haute mobilité, la commande permettant de satisfaire la contrainte de point d'insertion fixe, et ce pour tout système robotique, et enfin la transparence des systèmes robotisés de chirurgie mini-invasive pour permettre la télé-opération à haute fidélité.

La recherche développée dans ce manuscrit concerne donc les deux premiers aspects de ce projet. L'approche proposée pour restituer au chirurgien ses capacités de mouvement et de réalisation de gestes est d'augmenter le nombre de degrés de liberté de la partie distale des instruments. Cela permettra une meilleure dextérité lors du geste chirurgical, une meilleure adaptation de l'instrument à l'environnement thoracique, en particulier pour accéder à des zones hors d'atteinte à l'heure actuelle, mais aussi une meilleure adaptabilité vis-à-vis de la position initiale des trocarts. La méthodologie de conception proposée est appliquée en guise d'exemple au geste de pontage coronarien mini-invasif. Cependant, l'aspect modulaire permet de généraliser aisément la procédure de conception à tout autre geste chirurgical.

Pour déterminer l'instrument le mieux adapté à une procédure chirurgicale donnée, une méthode d'exploration et d'optimisation des cinématiques possibles est mise en place. Elle constitue une méthode de synthèse de mécanismes à haute mobilité, multi-critères et orientée tâche. Cette dépendance à la tâche à réaliser permet de prendre en compte les contraintes spécifiques au geste chirurgical et d'évaluer fidèlement les performances des mécanismes candidats. Le processus de conception optimale doit en effet considérer les contraintes mécaniques, les contraintes liées à l'environnement de travail, la

commande de l'instrument chirurgical à haute mobilité et évaluer les cinématiques candidates quant à leur capacité à réaliser le geste désiré et à augmenter la dextérité du chirurgien. La méthodologie proposée est basée sur l'utilisation d'un processus d'optimisation par algorithmes génétiques multi-objectifs couplé à une simulation réaliste de la tâche considérée.

L'aspect modulaire de la conception permet de générer de nombreuses cinématiques. Une population d'instruments aux cinématiques aléatoires est donc formée. Ces dernières sont évaluées par une simulation réaliste du geste chirurgical et notées quant à leur adaptation à la tâche considérée. Puis le processus d'optimisation par algorithmes génétiques multi-objectifs fait évoluer cette population vers de meilleures performances. Lorsque la convergence est atteinte, il revient au concepteur de choisir parmi les cinématiques optimales celle qu'il souhaite réaliser. Appliqué au geste de suture du pontage coronarien, cette procédure a permis d'isoler l'instrument le mieux adapté. Un prototype a été réalisé et ses capacités évaluées : Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery (DRIMIS).

Pour mettre en place cette méthodologie, plusieurs points ont été traités indépendamment et s'articulent comme illustré figure 8. Ces différentes étapes structurent le présent manuscrit.

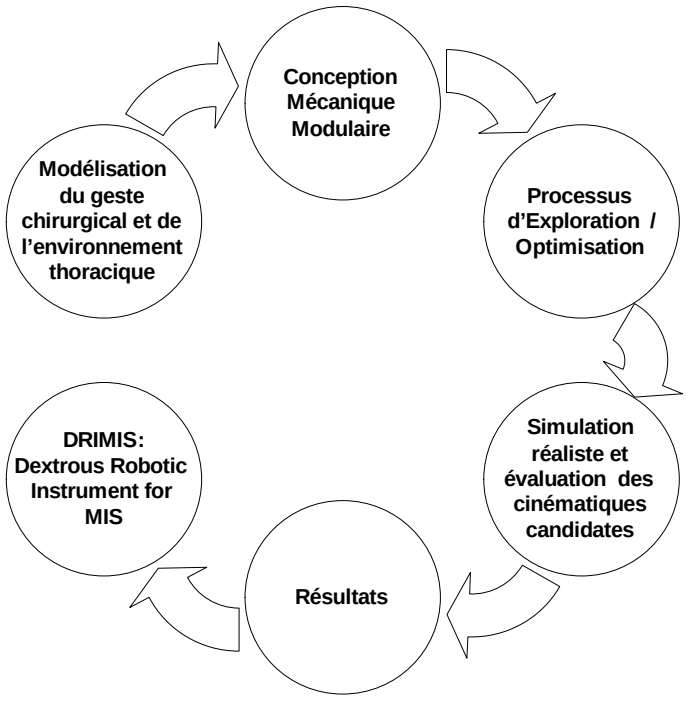
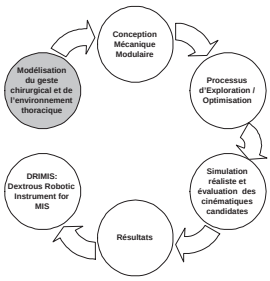


FIG. 8 – Articulation des différentes étapes de la méthode proposée.



Chapitre 1

Modélisation du geste chirurgical

Une bonne connaissance du geste chirurgical est nécessaire pour appréhender correctement les contraintes agissant sur la conception de l'instrument. La procédure chirurgicale utilisée comme exemple d'application de la méthode de conception optimale proposée est le pontage coronarien. Cette procédure chirurgicale nécessite en effet une grande dextérité pour réaliser des gestes complexes dans un environnement très contraint et où tout contact avec les organes doit être proscrit. Cette procédure est donc parfaitement adaptée à la méthodologie proposée pour la conception d'instruments à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive.

Celle-ci est une méthodologie de synthèse de mécanismes, multi-critères et orientée tâche. Il est donc nécessaire de traduire les gestes chirurgicaux réalisés en une tâche robotique générique, utilisable au sein de l'évaluation des performances des mécanismes candidats. Pour cela, il est nécessaire de déterminer et de modéliser :

- la trajectoire du porte aiguille au cours du geste chirurgical.
- l'ordre de grandeur des efforts de perforation des artères.
- la dynamique de ceux-ci, dans la perspective de réaliser une commande en effort semi-automatique de la perforation des coronaires.

Après avoir décrit brièvement le déroulement de la procédure chirurgicale de pontage coronarien, ces trois caractéristiques seront analysées et modélisées pour le geste de suture.

1.1 La technique du pontage coronarien

Un pontage coronarien doit être réalisé lorsque une ou plusieurs artères coronaires (qui irriguent le muscle cardiaque et sont illustrées en figure 1.1- issue de [106]) sont obstruées et lorsque la pose de stents ou de ballonnets n'est pas possible.

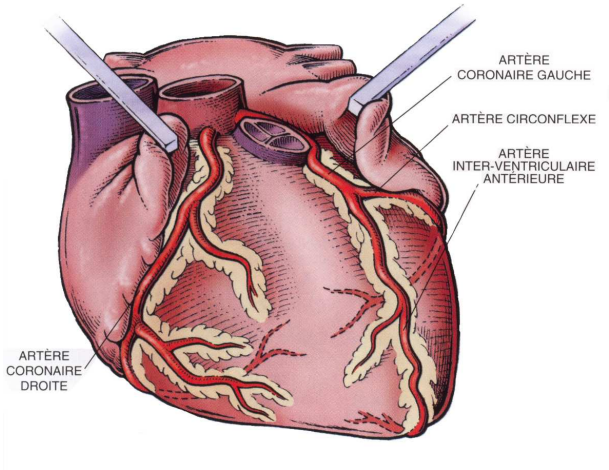


FIG. 1.1 – Artères coronaires

Une plaque d'athérome (dépôt graisseux) peut se former à l'intérieur d'une artère. Si celle-ci se développe de manière importante vers l'intérieur de l'artère, il y a sténose : le diamètre de l'artère est réduit et le débit sanguin est alors fortement diminué, limitant l'apport en oxygène vers le muscle cardiaque. Il est cependant très rare qu'une plaque d'athérome grossisse suffisamment pour boucher complètement une artère. En effet, la plupart des infarctus et des accidents vasculaires cérébraux résultent de la rupture de petites plaques qui provoque la formation d'un caillot sanguin - ou thrombus - qui se déplace dans l'artère avec le flux sanguin et risque de boucher l'artère lorsque son diamètre se réduit. Lorsque cela se produit dans une artère coronaire, le muscle cardiaque qu'elle a sous sa dépendance n'est plus irrigué ; il est privé d'oxygène et perd ses capacités de contraction : c'est l'infarctus du myocarde. Face à cette situation d'urgence, la solution est le pontage coronarien. Il consiste à implanter une veine ou une artère servant de pont entre l'aorte et la partie de l'artère coronaire située en aval de l'obstruction, comme illustré en figure 1.2.

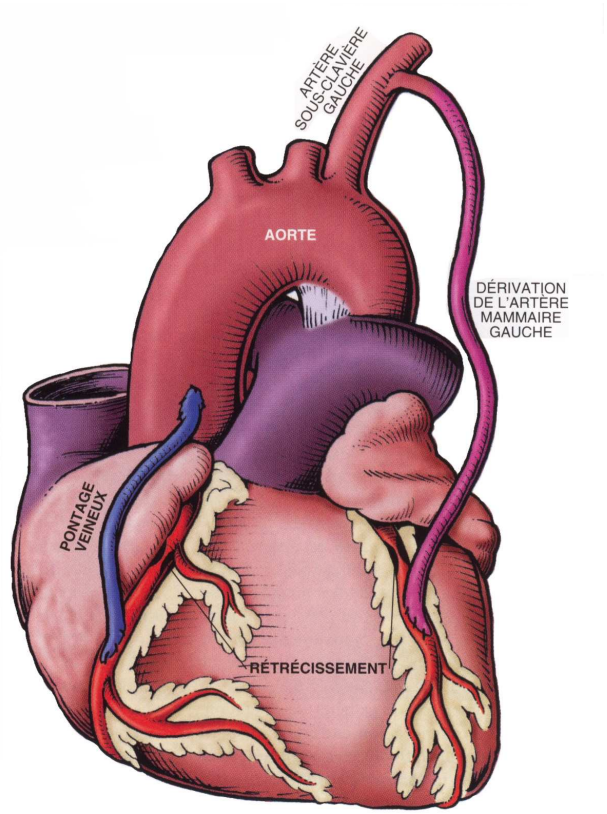


FIG. 1.2 – Principe du pontage coronarien

La réalisation d'un pontage a pour but d'apporter du sang et de l'oxygène au muscle du coeur en réalisant un "pont" par une artère saine qui passera au-dessus de l'artère bouchée en assurant ainsi un flux sanguin normal en aval de la sténose. Deux techniques sont couramment employées : le pontage aorto-coronaire veineux consiste à prélever une veine au niveau des membres inférieurs (généralement la veine saphène interne) et à l'implanter, d'un coté sur l'aorte et de l'autre sur la coronaire, en aval du rétrécissement. L'autre technique, le pontage coronarien artériel, consiste à dériver une artère de son parcours normal pour la raccorder à l'artère coronaire sténosée. La plupart du temps, l'artère employée est une artère mammaire interne qui irrigue normalement la paroi antérieure du thorax, mais qui n'est pas indispensable. Les pontages artériels étant plus stables dans le temps et moins lourds pour le patient, ils sont réalisés en priorité.

Lors d'un pontage avec une artère mammaire interne, le chirurgien dissèque cette artère qui est située dans le thorax (très proche du sternum)

et la sectionne à sa portion terminale (celle qui normalement apporte le sang au muscle). Une fois l'artère mammaire disséquée, une circulation extra-corporelle est mise en place et le coeur arrêté ; le chirurgien peut alors débuter la réalisation des pontages. Il effectue une incision délicate de l'artère coronaire malade, en aval de la sténose, puis place et suture les greffons veineux et/ou artériels sur les artères coronaires.

Malgré les excellents résultats obtenus à ce jour, la procédure de chirurgie coronaire conventionnelle présente certains inconvénients : nécessité de réaliser de grandes incisions sur le thorax et de scier le sternum pour accéder au coeur et nécessité d'arrêter celui-ci et de mettre en place une circulation extra-corporelle. Cette pratique est lourde et les risques pour le patient sont non négligeables.

Pour éviter d'employer la circulation extra-corporelle, et ainsi opérer à coeur battant, les chirurgiens peuvent utiliser un stabilisateur cardiaque comme l'Octopus qui permet, en combinant succion et maintient rigide du dispositif d'immobiliser une petite région du coeur. La suture du greffon sur la coronaire peut alors être réalisée à coeur battant, comme illustré figure 1.3. D'autres systèmes utilisent un dispositif similaire mais remplacent la succion par une pression sur le muscle cardiaque.

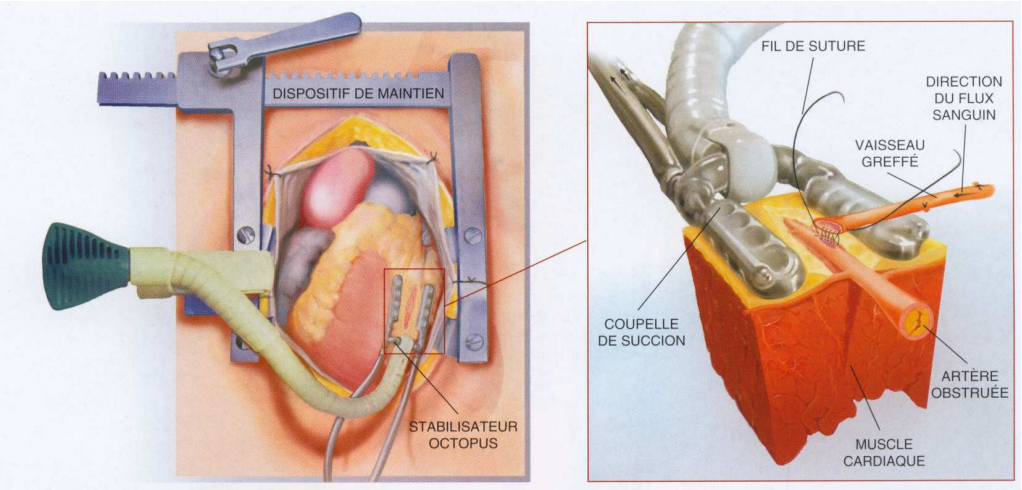


FIG. 1.3 – Utilisation d'un stabilisateur cardiaque

L'autre avancée chirurgicale pour améliorer les techniques de pontage coronarien est de supprimer l'ouverture de la cage thoracique : le pontage doit alors être réalisé en chirurgie mini-invasive. Les travaux sur la chirurgie coronaire robotisée, menés dans plusieurs centres dont le service de chirurgie

cardio-vasculaire et thoracique de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière à Paris, ont montré la faisabilité de cette nouvelle technique mais aussi les limites des systèmes actuels et les problèmes liés à la réalisation de certaines tâches telles que les sutures.

Afin d'augmenter le volume disponible pour les instruments mini-invasifs, une insufflation de CO2 sous pression peut être utilisée pour dilater la cage thoracique et refouler coeur et poumons. De plus, le poumon peut être rétracté en incisant la plèvre et en mettant à profit la différence de pression entre le poumon et l'extérieur (pneumothorax). En combinant ces techniques, on peut compter sur une distance de 3 à 4 cm entre le coeur et la paroi supérieure du thorax (au lieu de moins d'un centimètre en conditions normales).

Le pontage le plus courant est le pontage sur l'artère inter ventriculaire antérieure. Les sutures pratiquées sont des anastomoses termino-latérales, comme illustré en figure 1.4.

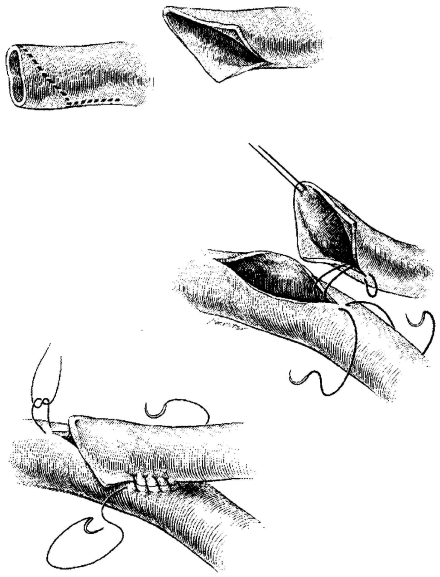


FIG. 1.4 – Principe de la suture ou anastomose

L'équipe de chirurgie cardiaque de la Pitié Salpêtrière pratique et enseigne ce geste de la manière suivante [27] : incision de l'artère coronaire sur 7mm de long, surjet continu de 16 points espacés d'environ 1mm (3 pour le talon et la pointe, et 5 pour chaque bord). La suture doit être réalisée en partant du talon du greffon, en progressant vers la pointe. Le profil de la suture est assimilable à une ellipse de 7mm de long sur environ 3mm de large. Le fil

décrit une hélice sur ce profil. Les artères coronaires et mammaires ont un diamètre de 1.5 à 3mm contre 3 à 5mm pour la veine saphène.

Un point de suture doit être réalisé par deux perforations successives : tout d'abord dans la coronaire, de l'intérieur vers l'extérieur, puis dans le greffon, de l'extérieur vers l'intérieur. La direction de la perforation est importante pour ne pas décoller les éventuelles plaques d'athérome de la coronaire. L'aiguille doit perforer le vaisseau suivant sa normale au point de perforation afin de ne pas léser ou déchirer les tissus délicats des artères.

Les sutures sont réalisées la plupart du temps avec des aiguilles courbes de 3/8ème d'un cercle de 13mm de diamètre. La course en rotation de l'aiguille lors de l'insertion dépend de la position de prise, généralement au tiers pour permettre au chirurgien de la saisir après perforation. La course de l'aiguille est donc d'environ 90°. Le fil est ensuite tendu et le noeud serré en tirant l'aiguille suivant une trajectoire rectiligne.

Cette description du geste de suture peut être considéré comme générique, et ses paramètres peu variables en fonction des praticiens. Des données quantitatives sont néanmoins nécessaires pour transformer ces observations en tâche robotique et permettre une évaluation réaliste des mécanismes. Les paramètres suivants doivent donc être évalués :

- Amplitude de rotation de l'aiguille lors d'une suture,
- Distance entre deux points de suture,
- Force nécessaire pour perforer une coronaire,
- Profil des efforts lors de la perforation.

Un état des lieux des recherches concernant la modélisation des sutures a été réalisé. De nombreux travaux concernent la modélisation des tissus mous et du comportement visco-élastique des organes (voir par exemple [8, 38, 39, 71, 88, 90]...), mais très peu de recherches ont été menées concernant la modélisation du geste de suture.

1.2 État de l'art de la modélisation des sutures

Les seules données qui ont pu être recueillies se focalisent sur l'analyse des efforts d'interaction tissus-aiguille. Dans la plupart des cas, il s'agit d'aiguilles droites, servant à la ponction dans différents organes.

Bzostek [10] a conduit des essais ex-vivo de ponction sur des foies, reins et cerveaux de bovins. Il obtient des courbes d'efforts agissant sur l'aiguille, illustrées figure 1.5. On peut y différencier plusieurs zones : lors de l'insertion,

la force croit de manière non linéaire, correspondant à la déformation et à la compression des tissus. Puis une rupture apparaît dans la courbe d'effort : il y a perforation des tissus et pénétration de l'aiguille dans l'organe. Lorsque l'aiguille est maintenue en place, la légère diminution des efforts est due à la relaxation des tissus. Enfin, lorsque l'aiguille est retirée, les frottements et l'adhésion des tissus sur l'aiguille génèrent des efforts de signe opposé sur l'aiguille. Aucune donnée quantitative ne permet d'apprécier la valeur des efforts en jeux.

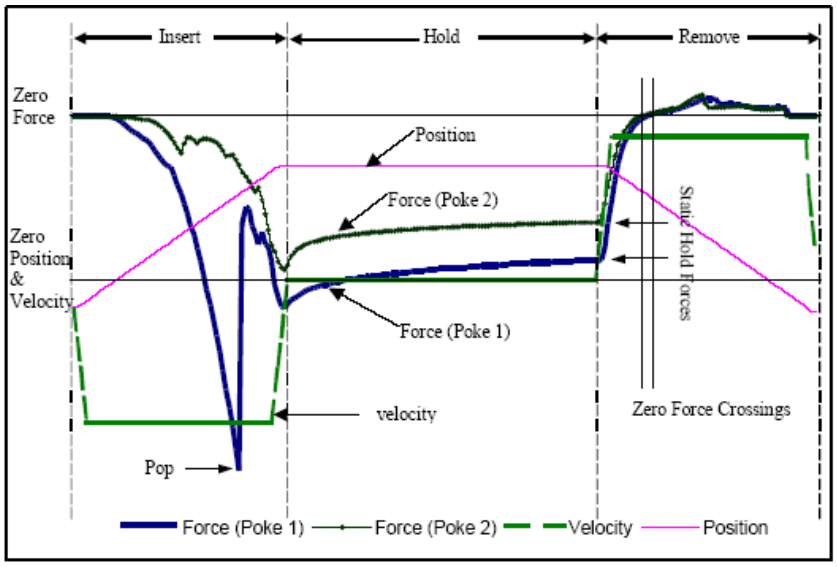


FIG. 1.5 – Efforts relevés lors d'une ponction sur un foie de boeuf

Simone [101] réalise des expérimentations similaires sur un foie de boeuf. Il utilise des aiguilles droites de 1,27mm de section. Les courbes obtenues ont l'allure illustrée en figure 1.6. Les forces de perforation des tissus obtenues varient entre 1,5 et 3,1N. Les pics successifs correspondent à la perforation de vésicules, vaisseaux et autres structures internes à l'organe.

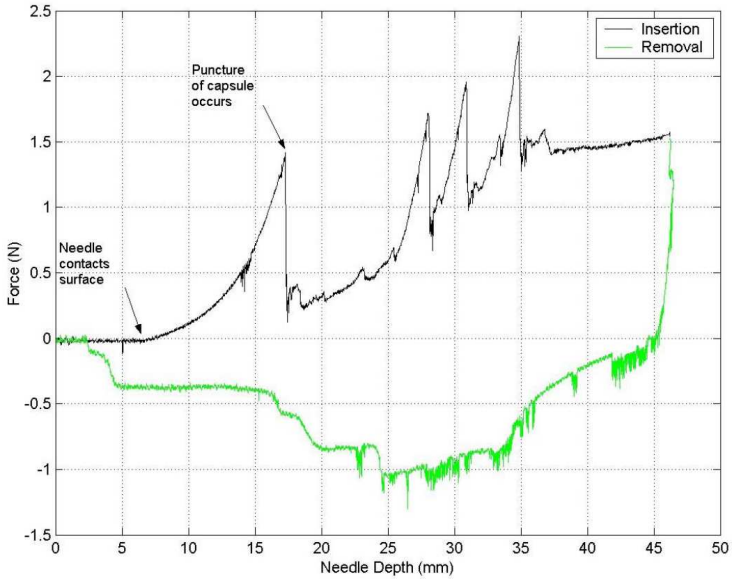


FIG. 1.6 – Efforts relevés lors d'une ponction sur un foie de boeuf

Kataoka [62] effectue des ponctions sur une prostate de chien, avec une aiguille droite de diamètre 1,15mm. La force maximale de perforation obtenue est de 1,6N, et le profil des efforts est illustré en figure 1.7.

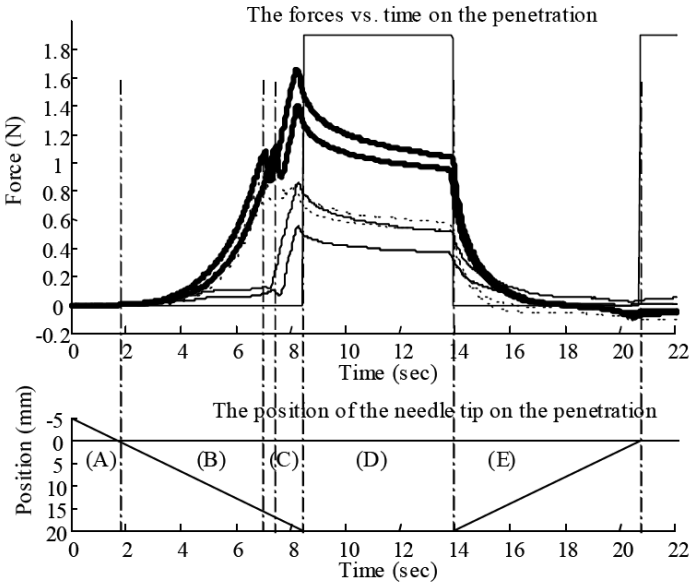


FIG. 1.7 – Efforts relevés lors d'une ponction sur une prostate de chien

Mitsuishi [78] quant à lui s'intéresse aux efforts exercés lors de tâches de microchirurgie sur un rat et en particulier lors de la suture d'artères. Il utilise pour cela des outils chirurgicaux munis de capteurs d'effort. Pour insérer une aiguille circulaire de 2mm de diamètre dans une artère abdominale de 1mm de diamètre, il mesure une force nécessaire comprise entre 0,1 et 0,3N. Il mesure également qu'une force de serrage de 4N est nécessaire pour saisir l'aiguille sans glissement.

Une autre mesure qui peut être intéressante est la force qui doit être exercée sur le fil lors de la réalisation et du serrage d'un noeud de suture. Kitagawa [66] montre que cette force dépend fortement du fil de suture utilisé. Dans le cas du prolène 7.0 utilisé par les chirurgiens cardiaques de l'hôpital de la Pitié Salpêtrière, cette force est de l'ordre de 0,3N.

Enfin, Cavusoglu [13] a mesuré les trajectoires réalisées par des chirurgiens lors de sutures droites réalisées sur des blocs de mousse. Ces données lui servent à simuler et comparer les performances de deux cinématiques possibles pour un poignet intra-cavital. Aucune donnée concernant les mesures du geste ne sont cependant publiées.

Ainsi, l'analyse de la situation relative à la modélisation du geste chirurgical de suture ne fournit pas d'informations exploitables pour la définition précise et réaliste de la tache d'anastomose d'un pontage coronarien. Les travaux les plus proches, ceux de Mitsuishi, ne peuvent pas être utilisés directement : les vaisseaux qui doivent être suturés lors d'un pontage ainsi que les aiguilles utilisées sont plus gros que ceux utilisés pour les mesures sur le rat.

En conséquence, une campagne de mesures expérimentales doit être réalisée pour la tâche d'anastomose. Elle a pour objectif de fournir une évaluation quantitative des paramètres nécessaires à la définition générique du geste de suture et permettre ainsi sa traduction en tâche robotique à réaliser. Les paramètres à évaluer sont :

- l'amplitude de rotation de l'aiguille lors d'une suture,
- la distance entre deux points de suture,
- la force nécessaire pour perforer une coronaire,
- le profil des efforts lors de la perforation.

Pour cela, deux séries de mesure ont été effectuées :

- Mesures préliminaires sur un dispositif existant pour mesurer les efforts de perforation avec une aiguille droite,
- Mesures complémentaires sur une plate-forme développée pour l'ana-

lyse du geste de pontage coronarien.

1.3 Première campagne de mesures

Une première campagne a été menée avec un dispositif existant, servant à mesurer et modéliser le comportement visco-élastique des tissus sous un chargement uni-axial [90,92]. Une aiguille a été placée au bout de ce dispositif et les efforts d'interaction ont été mesurés lors de la perforation des coronaires et du muscle d'un coeur de porcelet.

1.3.1 Dispositif

Le dispositif utilisé est illustré en figure 1.8. Il est composé d'un chariot de translation commandé en vitesse et position sur lequel est fixé un capteur d'effort 6 composantes. L'aiguille est placée sur un amplificateur mécanique qui permet d'augmenter la précision de la mesure d'effort.

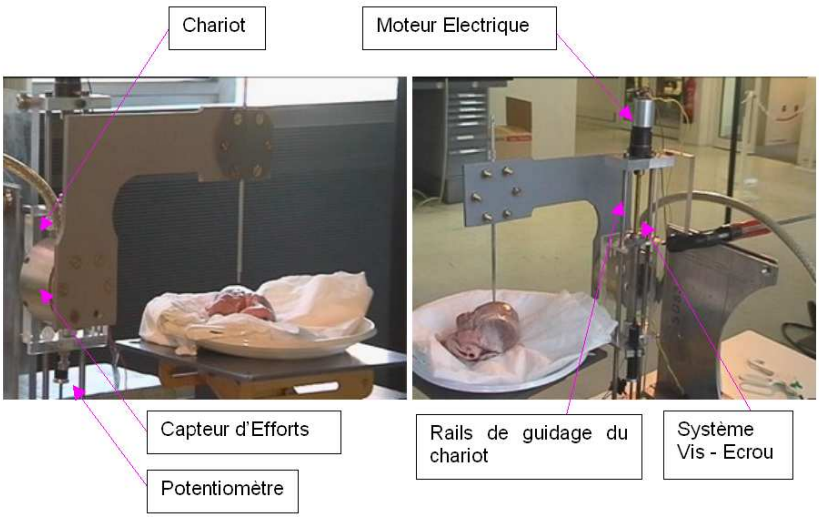


FIG. 1.8 – Dispositif d'insertion uni-axiale

1.3.2 Résultats obtenus

Pour ces mesures préliminaires, les forces nécessaires à l'insertion de l'aiguille dans les coronaires ont été mesurées. La vitesse du chariot est fixée à 1mm/s. Le chariot réalise une translation de 5 cm puis retourne à sa position initiale. Les résultats de 7 essais sont présentés en figure 1.9.

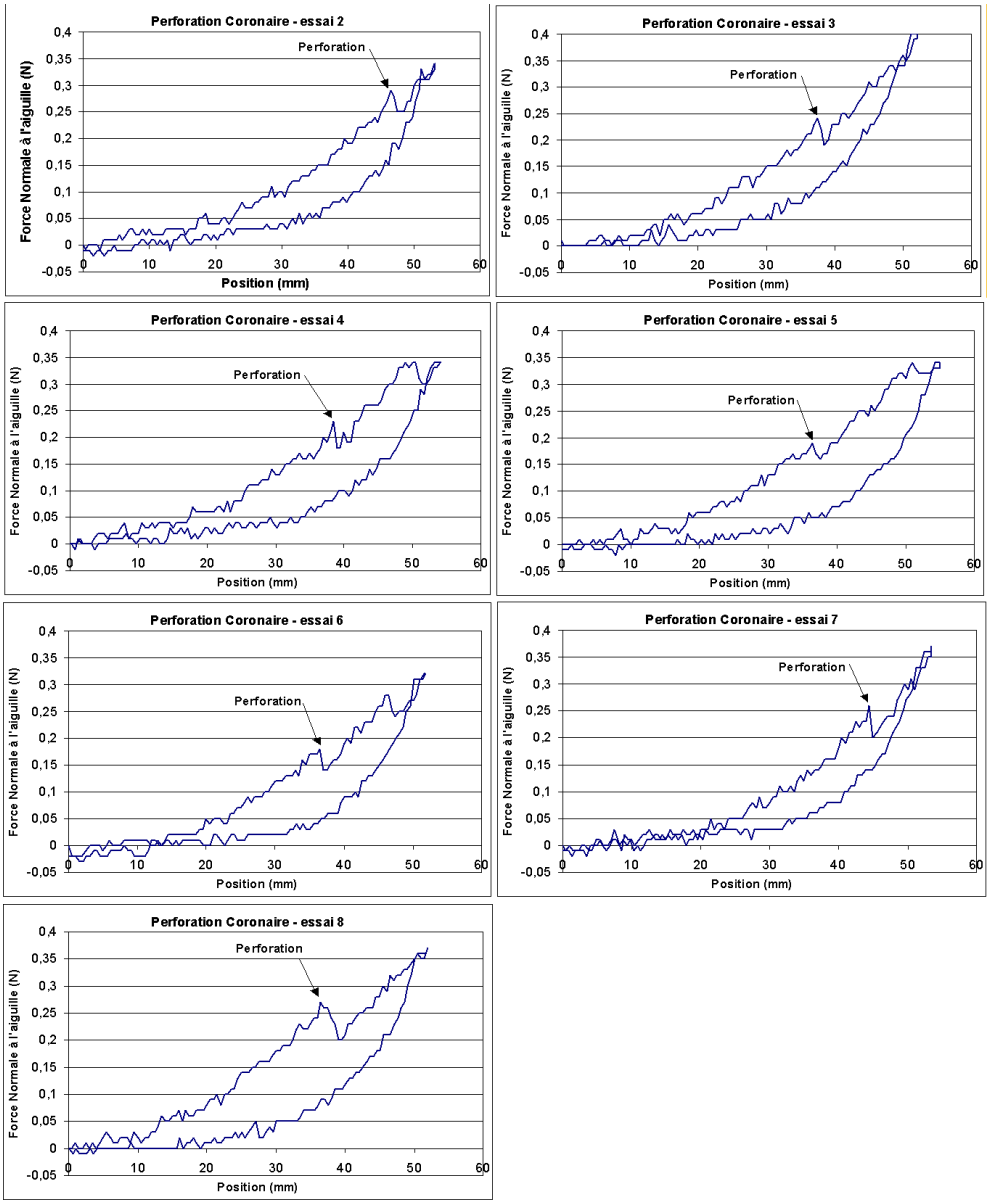


FIG. 1.9 – Résultats obtenus lors de la perforation d'une coronaire

Bien que les mesures soient assez bruitées, on y distingue aisément les ruptures de continuité dues à la perforation de l'artère coronaire. Les forces nécessaires à ces perforations vont de 0,17 à 0,29N avec une moyenne de 0,23N.

Ces données sont de l'ordre de grandeur de celles trouvées par Mitsuishi. Elles sont cependant trop bruitées pour établir proprement un profil force

déplacement de la perforation des coronaires. Elles ne renseignent donc que sur la force maximale à générer pour perforer la coronaire. De plus le dispositif ne permet pas de relever le profil des efforts obtenus lors d'un geste réel avec une aiguille courbe.

Une deuxième campagne de mesures a donc été réalisée en utilisant une plate-forme expérimentale plus précise et développée pour cette problématique.

1.4 Deuxième campagne de mesures

Cette deuxième campagne de mesures a pour but de mesurer les trajectoires et efforts réels lors de la réalisation du geste de suture pratiqué par des chirurgiens.

1.4.1 Dispositif

Pour cela, deux porte-aiguilles chirurgicaux ont été instrumentés avec un capteur de position magnétique 6 axes (Minibird) et un capteur d'effort 6 axes (ATI...), comme illustré sur la figure 1.10

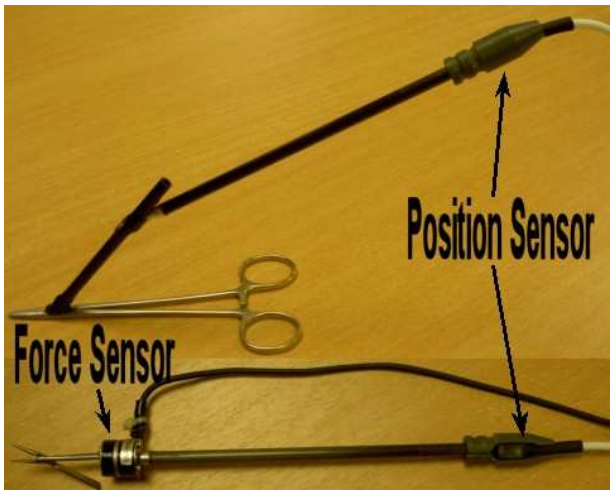


FIG. 1.10 – Porte-aiguilles instrumentés

Un porte-aiguille chirurgical est composé de deux branches articulées à leur extrémité. La déformation de ces branches permet de maintenir le porte-aiguille en position fermée et de générer la force de serrage qui maintient l'aiguille en position. La déformation des branches génère des efforts beaucoup plus importants que les efforts à mesurer lors de la perforation d'une artère.

Le seul moyen pour placer un capteur d'effort sur le porte-aiguille et s'affranchir de cette perturbation, est de désolidariser les fonctions de fermeture de pince et de mesure des efforts d'interaction. Cela conduit à la nécessité de couper les branches de la pince, et de placer le capteur d'effort entre la poignée et les mors de la pince. Celle-ci ne peut alors plus être ouverte et fermée aisément par le chirurgien mais permet des mesures précises des efforts d'interaction. Le chirurgien ne pourra alors pas réaliser un geste complet mais une succession de perforations des coronaires en faisant un geste d'aller-retour, sans lâcher l'aiguille.

Ce premier porte-aiguille (en bas de la figure 1.10), doté du capteur d'effort et du capteur de position, permet de mesurer l'évolution des efforts d'interaction aiguille-tissus pendant la réalisation d'une perforation. Cependant pour réaliser un geste complet, le chirurgien doit pouvoir saisir et lâcher l'aiguille. Un deuxième porte-aiguille a donc été modifié pour recevoir le capteur de position (en haut sur la figure 1.10). Il n'est pas doté du capteur d'effort et sert donc uniquement à mesurer les trajectoires effectuées lors de la réalisation du geste de suture.

Dans les deux cas, le capteur Minibird étant un capteur magnétique, il est perturbé par l'acier des pinces chirurgicales. Il a donc été nécessaire de le déporter d'au moins 15 cm, comme illustré sur la figure 1.10. Des techniques de reconstruction de la position de l'aiguille, de couplage entre les capteurs et de calibrage des instruments ont été développées lors du stage de DEA de P. Médéric [75, 76].

1.4.2 Données recueillies

Le Dr Bonnet, chirurgien cardiaque de l'hôpital de la Pitié Salpêtrière, a réalisé des sutures sur un coeur de brebis ex-vivo en utilisant les porte-aiguilles instrumentés. Deux types de mesures ont été effectués : efforts d'interaction lors de la perforation d'une coronaire et trajectoire lors de la réalisation d'un geste de suture complet.

1.4.2.1 Efforts vs position

Ces mesures ont été réalisées sur tout le périmètre de l'incision réalisée sur la coronaire à ponter. 16 points ont été réalisés en effectuant l'insertion de l'aiguille puis son retrait en sens inverse puisque le porte-aiguille instrumenté ne permet pas de relâcher l'aiguille. Ces 16 points sont répartis en 3 points pour le talon, 5 pour chaque bord et 3 pour la pointe de l'incision.

Le profil d'effort en figure 1.11 présente les efforts relevés sur le bord gauche de l'anastomose et est caractéristique des résultats obtenus sur les autres zones.

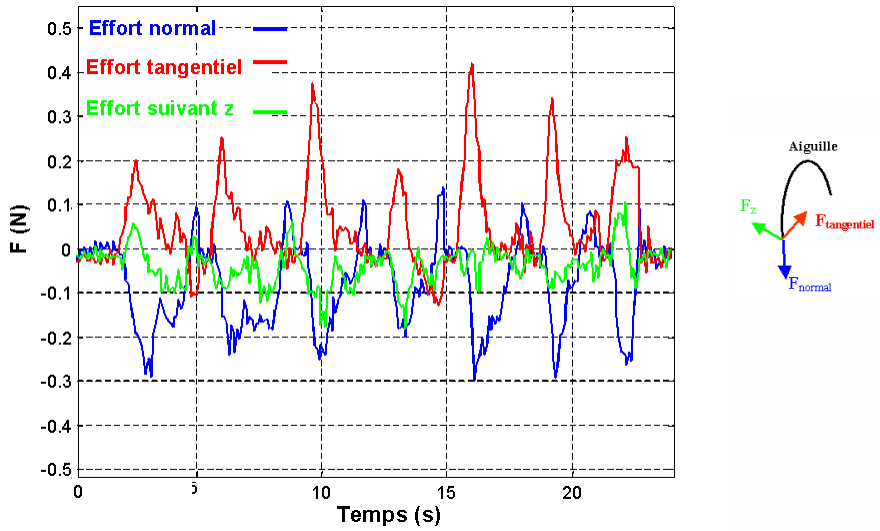


FIG. 1.11 – Efforts d'interaction aiguille-tissus, bord revers

La valeur maximale de la norme de la force d'interaction est de 0,52N. Cette force se répartit sur les 3 composantes liées à l'aiguille, illustrées en figure 1.11. Cette répartition dépend fortement de la "qualité" du geste réalisé par le chirurgien : lors d'une bonne perforation, l'aiguille doit être insérée et maintenue normale au vaisseau. Ainsi, la composante normale de la force de perforation doit être prédominante alors que les autres composantes doivent être négligeables. Les efforts relevés montrent qu'en réalité la composante tangentielle, résultant d'un mauvais alignement de l'aiguille, n'est pas négligeable. En effet, les valeurs minimales et maximales des composantes obtenues, tous essais et zones confondus, sont de :

- Composante normale : 0,17 - 0,44 N
- Composante tangentielle : 0,21 - 0,41 N
- Composante Fz : 0,14 - 0,18 N

Si l'on regarde plus précisément le profil des efforts au cours du geste (figure 1.12 pour la composante normale et figure 1.13 pour la composante tangentielle), on retrouve un profil similaire à celui obtenu lors de la première série d'expérimentations et à ceux relevés dans la littérature : la première phase correspond à la déformation élastique des tissus de la coronaire.

Lorsque cette force est suffisante, l'aiguille perce le tissu et les efforts chutent. Puis lorsque l'on continue à enfoncer l'aiguille, les frottements des tissus sur celle-ci provoquent une augmentation des efforts. Enfin dans la phase de retrait de l'aiguille des efforts opposés, dus à la friction et à l'adhésion des tissus sur l'aiguille, sont relevés.

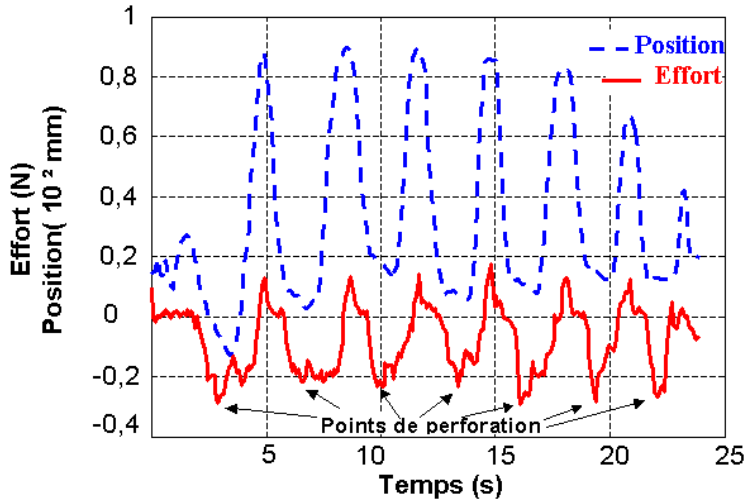


FIG. 1.12 – Efforts normaux vs Position pour le bord revers

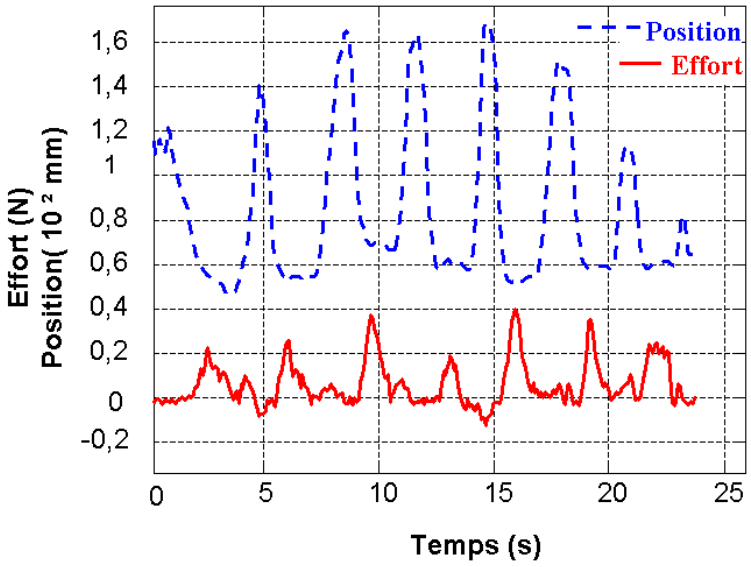


FIG. 1.13 – Efforts tangents vs Position pour le bord revers

Il est à noter cependant que le geste étant réalisé manuellement par le

chirurgien, le profil des efforts n'est pas identique pour chaque point d'insertion. Les efforts ne sont pas non plus dirigés que dans l'axe de l'aiguille. Les courbes obtenues sont donc moins "propres" que celles obtenues dans la littérature mais correspondent à un geste réel, ce qui est l'objet de ces mesures.

Il apparaît donc, avec ces deux séries de mesures, que la force nécessaire pour perforer et insérer une aiguille dans une artère coronaire est comprise entre 0,17 et 0,44 N avec une moyenne de 0,25 N. Il apparaît également que lorsque le geste n'est pas parfaitement réalisé, des efforts parasites peuvent être exercés sur l'aiguille. Ainsi, un instrument chirurgical dédié à la réalisation d'un pontage coronarien doit être capable de générer une force de 0,5N dans une direction normale à la pointe de l'aiguille.

1.4.2.2 Trajectoire d'un geste complet

Les mesures réalisées sur le geste complet doivent donner des valeurs quantitatives concernant la distance entre les points de suture et la course en rotation de l'instrument lors de la perforation de la coronaire.

Une courbe typique obtenue sur le bord gauche de l'anastomose est présentée en figure 1.14.

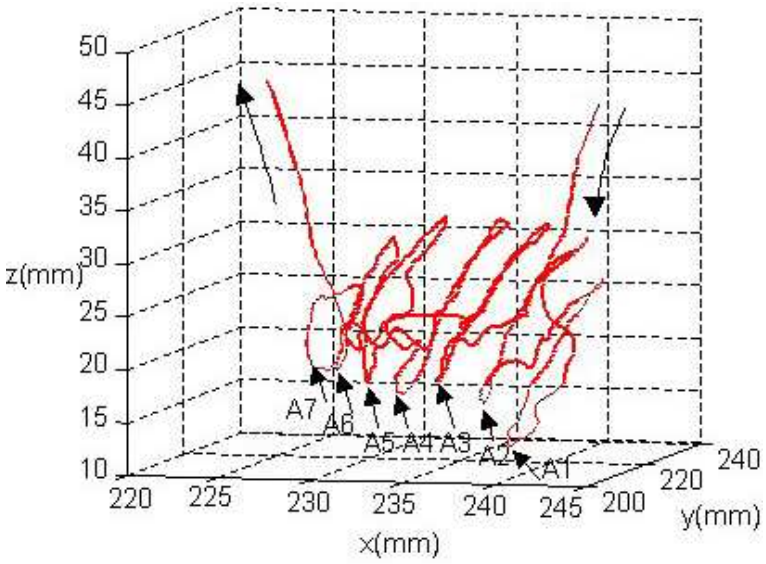


FIG. 1.14 – Trajectoire sur le bord revers de l'anastomose

On y voit la trajectoire pseudo-circulaire de l'aiguille lors de l'insertion. La distance mesurée entre deux points de suture est en moyenne de 1mm.

L'angle de rotation moyen est de 90°.

1.5 Modélisation du geste d'anastomose

Ces mesures expérimentales permettent de confirmer et d'approfondir les données qualitatives obtenues préalablement. A partir de ces deux sources d'information, les caractéristiques principales du geste de suture lors d'une anastomose de pontage coronarien peuvent être mises en avant : l'aiguille a un parcours global de forme elliptique qui suit le périmètre de l'incision faite sur la coronaire. Le long de ce parcours, elle a un mouvement cyclique qui se décompose en une trajectoire circulaire de 90° lors de l'incision de l'aiguille, suivie d'une phase de translation rectiligne pour tendre le fil et serrer le point de suture qui vient d'être réalisé, et d'une deuxième translation pour positionner l'aiguille au lieu de perforation suivant. Les deux premières phases se font dans un plan normal au contour de l'incision de la coronaire. Lors de la perforation, l'aiguille est idéalement orientée pour perforer la coronaire suivant une normale au vaisseau. Cette orientation est idéalement maintenue lorsque l'on poursuit l'insertion de l'aiguille, et ce afin de limiter le traumatisme infligé aux tissus de la coronaire.

Dans cette configuration idéale, les efforts d'interaction se font dans une direction normale à la pointe de l'aiguille, donc tangente à celle-ci. Les efforts de perforation mesurés sont en moyenne de 0,25N, avec un extremum de 0,44N. Lors de la phase de conception, un coefficient de sécurité sera appliqué et la force de perforation sera considérée égale à 0,5N. Des mesures de serrage des noeuds ont montré que la force nécessaire à cette action est de l'ordre de 1N.

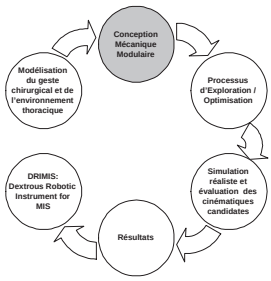
Cette analyse du geste d'anastomose permet d'en définir un modèle générique pouvant être utilisé, au cours de la procédure de synthèse de mécanismes, pour l'évaluation réaliste des instruments candidats.

1.6 Conclusion

Ce chapitre illustre bien la complexité du geste chirurgical d'anastomose réalisé lors d'un pontage coronarien. Pour combler le manque d'informations quantitatives relatives à ce geste, deux séries d'expérimentations ont été menées. La première, avec un système automatique, a permis de déterminer l'ordre de grandeur des efforts nécessaires à la perforation des coronaires. La

seconde, avec un porte-aiguille instrumenté, a permis d'enregistrer les positions et les efforts caractéristiques de ce geste.

Un modèle générique du geste de suture a ainsi été établi à partir de ces mesures expérimentales. Il permet de définir, en position et en efforts, la trajectoire que devra reproduire l'instrument à haute mobilité.



Chapitre 2

Conception mécanique

L'approche mise en avant pour augmenter la dextérité du chirurgien est l'utilisation d'instruments mini-invasifs à haute mobilité. Cette haute mobilité est assurée par un nombre important de degrés de liberté intra-cavitaires. Plusieurs solutions mécaniques sont possibles pour actionner et commander ceux-ci, dont en particulier :

- Délocaliser les actionneurs et utiliser une transmission par câbles ou biellettes. Cette technologie, bien qu'éprouvée et relativement simple à mettre en oeuvre, ne permet pas, compte tenu des contraintes de taille de l'instrument, de placer facilement un grand nombre de degrés de liberté, les câbles et les poulies étant très volumineux. Les cinématiques réalisables sont alors davantage influencées par ces contraintes technologiques que par le geste chirurgical à réaliser.

- Placer les actionneurs au plus proche des articulations, donc dans l'instrument. Cette solution complique la conception mécanique puisque l'on doit loger dans un espace réduit les actionneurs, capteurs et autres fils d'alimentation et de commande. Elle a néanmoins l'avantage de permettre de concevoir des instruments modulaires à très haute mobilité et de générer de très nombreuses cinématiques différentes.

C'est cette deuxième solution qui est retenue pour la méthodologie de conception d'instrument à haute mobilité. La localisation des actionneurs dans l'instrument, au plus proche des articulations, permet également une approche modulaire de la conception et de la réalisation de l'instrument. L'intérêt de l'approche modulaire est de pouvoir adapter aisément l'instrument à différentes procédures chirurgicales : il suffit en effet, dans la méthodologie proposée, d'adapter la simulation à l'acte chirurgical désiré et de relancer la

procédure d'optimisation pour obtenir un instrument adapté.

L'instrument recherché est donc modulaire et à haute mobilité. Sa conception doit être adaptée aux contraintes d'utilisation : procédure mini-invasive, haute mobilité, compacité...

2.1 Contraintes de conception

La principale contrainte de conception provient de l'aspect mini-invasif des procédures chirurgicales visées : l'instrument doit être inséré et doit coulisser dans un trocart de 10 mm de diamètre maximum. Ce diamètre est un diamètre standard pour les trocarts et correspond au diamètre maximal qui peut être inséré entre les côtes pour les procédures de chirurgie thoracique.

Pour des raisons de sécurité du patient, toute opération de chirurgie mini-invasive doit pouvoir être convertie en chirurgie ouverte très rapidement en cas de problème. L'instrument doit donc pouvoir être retiré par le trocart ou par l'incision inter-costale aisément. Cela interdit tout mécanisme déployable qui ne puisse passer par le trocart en position ouverte.

Ces deux conditions imposent donc que l'instrument soit un mécanisme série ayant des segments de section circulaire de 10mm de diamètre au maximum.

Une autre contrainte concernant la sécurité du patient impose que l'instrument ne puisse pas causer de dommages importants aux tissus environnants, dans le cas où il ne serait plus commandé. L'instrument doit donc avoir une puissance mécanique limitée.

La forme générale de l'instrument étant ainsi imposée, il faut trouver des solutions technologiques permettant de placer actionneurs et capteurs dans l'instrument, au plus proche des articulations. Pour cela, plusieurs technologies sont envisageables pour l'actionnement :

- Alliages à mémoire de forme : bien que compacts et légers, ils souffrent de temps de réponse très lents qui les rendent inadaptés à l'actionnement d'instruments de chirurgie mini-invasive. Ils peuvent néanmoins être envisagés pour la réalisation de pinces porte-aiguille, comme détaillé en section 2.2.4

- Actionneurs piézo-résistifs : bien que compacts, ils nécessiteraient pour l'actionnement de l'instrument des tensions d'alimentation trop élevées.

- Micro-moteurs : compacts, de faible taille et pouvant être commandés

via un bus de communication, ils semblent bien adaptés aux contraintes de conception. Leur couple, bien que limité, est compatible avec le déplacement de l'instrument et peut être considéré comme gage de sécurité puisque même en cas de contact inopportun avec un organe, il n'aurait pas assez de puissance pour l'endommager fortement.

Concernant les capteurs qui peuvent être placés dans l'instrument, les choix sont nettement plus limités : pour des raisons de taille, les codeurs optiques, résistifs ou capacitifs ne peuvent être utilisés. Les seules solutions sont des capteurs inductifs incrémentaux qui comptent le passage de dents, des micro-capteurs linéaires LVDT ou des capteurs magnétiques à effet Hall qui mesurent le champ magnétique d'un aimant.

Enfin, l'instrument étant considéré comme un mécanisme en chaîne série et les actionneurs utilisables ayant des capacités limitées, il est nécessaire de limiter au maximum le poids des segments du robot. Cela passe par l'utilisation de plastique pour la structure de l'instrument. Une étude comparative, illustrée figure 2.1, montre que le PEEK et le Torlon sont les plastiques ayant les meilleurs rapports Module Young - masse volumique. Pour des questions de facilité d'usinage, le PEEK sera principalement utilisé pour la construction de l'instrument.

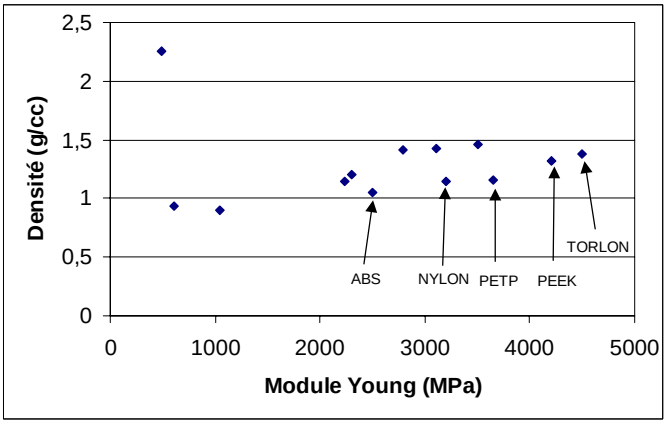
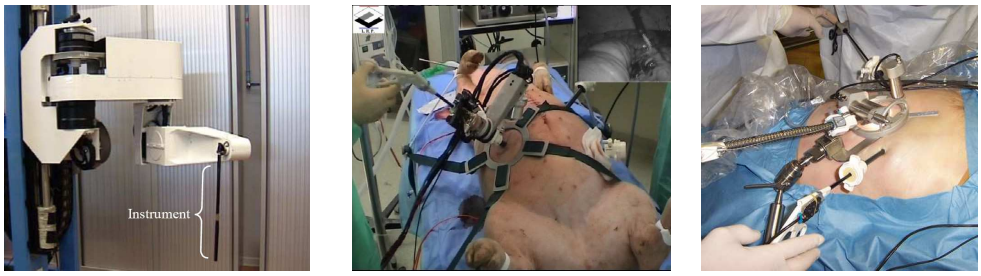


FIG. 2.1 – Choix du matériau

2.2 Proposition de conception

Une conception mécanique modulaire s'appuyant sur les constats établis en section précédente est proposée. L'actionnement de l'instrument prend

en compte et utilise non seulement les ddl intra-cavitaires mais aussi les 4 ddl du trocart (3 rotations et une translation). En effet, celui-ci est actionné par un manipulateur externe qui n'est pas l'objet de la présente recherche (Manipulateur D2M2 du LIRMM [77], MC2E du LRP [112] ou encore REL du TIMC [107] par exemple, figure 2.2).



(a) Manipulateur D2M2 du LIRMM

(b) Trocart Actif MC2E du LRP

(c) Manipulateur REL du TIMC

FIG. 2.2 – Manipulateurs utilisables avec l'instrument à haute mobilité

Toutes les articulations intra-cavitaires sont des liaisons rotoïdes. Cette chaîne série permet de positionner et d'orienter une pince porte-aiguille, montée en bout de chaîne pour saisir et relâcher l'aiguille. Un tel instrument est illustré en figure 2.3. La commande des différents actionneurs et la gestion des capteurs peuvent être réalisées par l'intermédiaire d'une liaison par bus série ou token ring.

La modularité de l'instrument est obtenue par la réalisation et l'utilisation de plusieurs modules d'actionnement, qui peuvent être agencés suivant un grand nombre de configurations pour former un instrument de chirurgie mini-invasive. L'instrument optimal est fonction de la procédure ou du geste chirurgical à réaliser. Disposer d'une conception mécanique modulaire permet donc d'utiliser la même procédure de conception optimale pour tous les gestes chirurgicaux, et de n'avoir à modifier, dans l'évaluation, que la modélisation de ce dernier. L'autre avantage d'introduire de la modularité dans la conception est de permettre une modification rapide et aisée de la configuration de l'instrument, ou de pouvoir remplacer un module défectueux sans avoir à changer l'intégralité du mécanisme.

Afin d'accroître la compacité de l'instrument tout en assurant un grand nombre de degrés de liberté, des modules à un et deux ddl doivent être conçus. Les différentes technologies disponibles nécessitent de faire des choix pour la conception et la réalisation de l'instrument.

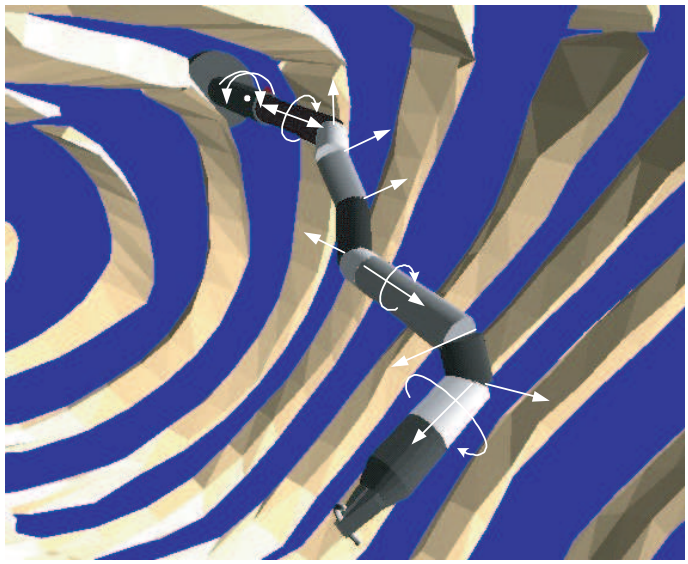


FIG. 2.3 – Instrument quelconque et ses degrés de liberté

2.2.1 Choix privilégiés

Pour la conception proposée, les micro-moteurs ont été privilégiés pour leur taille, leur capacité à générer des vitesses de déplacement importantes, et la possibilité de les commander via un bus de communication. Parmi les micro-moteurs disponibles, le meilleur compromis taille/couple compatible avec la taille des modules est le micro-moteur brushless de 3mm de diamètre de marque SMOOVY. Il dispose d'un couple de 1mNm en sortie, pour une longueur de 15mm. Pour transmettre et amplifier ce couple, des transmissions par vis sans fin et pignon-couronne ont été privilégiées. Elles sont compactes, disposent d'une forte réduction et permettent de rendre le système irréversible. Des précautions doivent être prises lors de la conception pour limiter l'effet du jeux, inhérent à ces transmissions, sur la précision globale de l'instrument. Cette dernière devra être évaluée expérimentalement.

Pour mesurer la position d'une articulation et rendre l'instrument commandable, le choix s'est porté sur l'utilisation de capteurs à effet Hall 2 axes qui permettent de mesurer la position angulaire absolue d'un aimant bipolaire, placé sur l'axe de rotation de la liaison, avec une résolution de 0,1° (Capteurs SENTRON 2SA10). Ils ont l'avantage d'être sans contact, donc sans frottements, ce qui n'est pas négligeable vu le modeste couple disponible pour l'actionnement des modules.

Afin d'augmenter la compacité de l'instrument et de prendre en compte toutes les combinaisons possibles d'agencement des liaisons, plusieurs modules ont été conçus, avec un ou deux ddl. Un module porte-aiguille a également été développé afin d'assurer la fonction de prise de l'aiguille. La réalisation des modèles CAO de la conception proposée a été menée en étroite collaboration avec F. Cepolina, doctorant en co-tutelle à l'Université Pierre et Marie Curie et à l'Université de Gênes, lors de son séjour au Laboratoire de Robotique de Paris.

2.2.2 Modules d'actionnement à 1 ddl

Deux types de modules à 1 ddl ont été conçus : avec axe de liaison colinéaire ou orthogonal à l'axe principal du module.

2.2.2.1 Module à axe orthogonal

De nombreuses conceptions mécaniques ont été envisagées pour réaliser le module à axe orthogonal. Il permet de contrôler la rotation d'un axe à 90° par rapport à l'axe principal du module. La solution retenue est illustrée en figure 2.4.

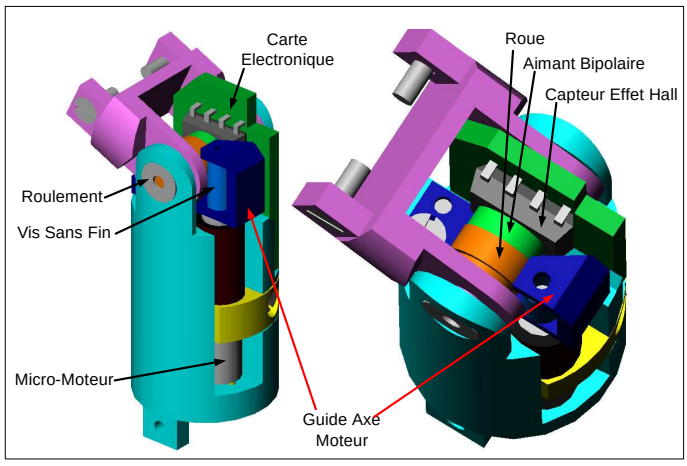


FIG. 2.4 – Module d'actionnement à 1 ddl à axe orthogonal

Le micro-moteur de marque Smoovy, diamètre 3mm, réducteur planétaire 1 :125, est fixé dans l'axe du module. Il entraîne une vis sans fin apportant la transmission à 90° et un rapport de réduction supplémentaire de 1 :18. Le couple théorique sur l'axe est de 5,6 mNm, avec un rendement de 30% de la vis sans fin. Des micro-roulements limitent les frottements dans l'articulation. Sur la roue est fixé un aimant bipolaire qui crée un champ magnétique

tournant avec la rotation de la roue, donc du module. Ce champ est mesuré et transformé en position absolue par le capteur à effet Hall Sentron 2SA-10.

Le micro-moteur n'étant pas pourvu de roulements de protection pour limiter sa taille, il ne supporte que de très faibles charges axiales et radiales. Un guide doit donc être utilisé pour reprendre les efforts issus de la vis sans fin. La longueur minimale de ce module est de 24 mm pour un poids de 3.2 grammes. Un prototype de ce module a été développé pour valider l'approche de conception proposée. Les résultats sont conformes à ceux attendus, et sont présentés en section 2.3.

2.2.2.2 Module à axe colinéaire

Ce module permet de réaliser une rotation propre. Pour cela, un pignon est fixé au moteur et la transmission pignon-couronne assure la rotation propre du module, avec un rapport de réduction de 30/7. L'aimant bipolaire est monté sur la partie fixe du module alors que le capteur tourne avec la partie mobile, comme illustré en figure 2.5. Le couple théorique sur l'axe de rotation est de 4,8mNm, pour une longueur de 28,5mm et un poids de 3,8 grammes.

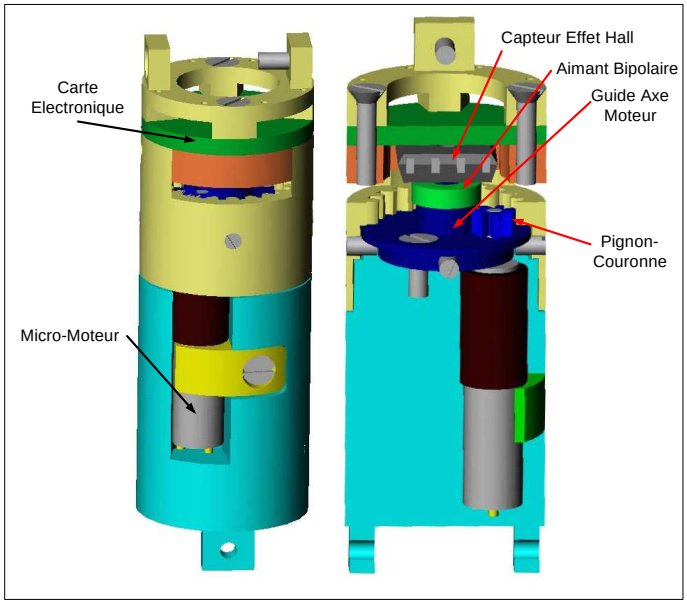


FIG. 2.5 – Module d'actionnement à 1 ddl à axe colinéaire

2.2.3 Modules d'actionnement à 2 ddl

L'intérêt majeur des modules à deux ddl est leur plus grande compacité : leur conception optimise la place disponible dans le module du fait de la longueur minimale nécessaire au placement d'un moteur. En effet, deux moteurs sont placés tête bêche. Les deux extrémités d'un module peuvent alors être actionnées avec des liaisons à axes soit orthogonaux à l'axe du module, soit colinéaires à celui-ci. Les différentes combinaisons d'orientation des axes mènent à 3 types de modules dotés de 2 degrés de liberté.

2.2.3.1 Modules avec les deux axes orthogonaux à l'axe du module :

Les deux liaisons peuvent être placées avec leurs axes parallèles ou avec leurs axes orthogonaux, comme illustré en figure 2.6. Dans les deux cas, la conception de chacune des extrémités est identique à celle présentée pour le module à 1 ddl à axe orthogonal. La longueur minimale de ces modules est de 40 mm lorsque les axes sont parallèles et 36mm lorsqu'ils sont perpendiculaires, soit environ 1,5 fois la longueur d'un module à 1 ddl, pour un poids de respectivement 5,1 et 4,8 grammes. Le couple généré théorique est identique : 5,6 mNm.

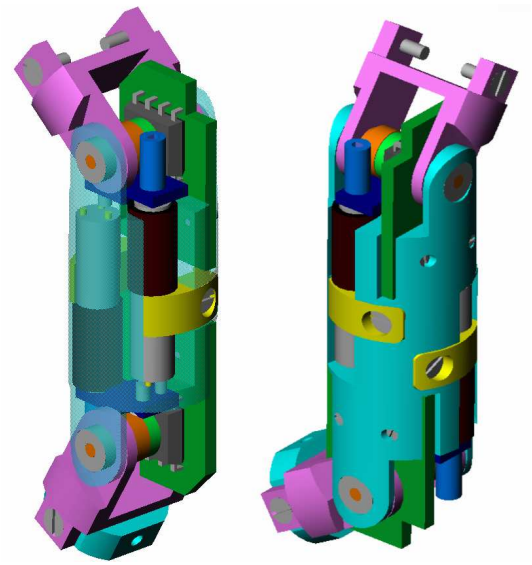


FIG. 2.6 – Module d'actionnement à 2 ddl avec transmissions à 90°

2.2.3.2 Modules avec un axe colinéaire à l'axe du module :

Ce type de module permet de générer, en plus d'une rotation à 90°, une rotation colinéaire à l'axe principal du module. Pour cela, un module à 1ddl à axe orthogonal et un module à axe colinéaire sont combinés avec leurs moteurs placés tête bêche, comme illustré en figure 2.7. La longueur de ce module est de 37mm, les couples théoriques générés sont de 4,8mNm et 5,6mNm pour un poids de 5,7 grammes.

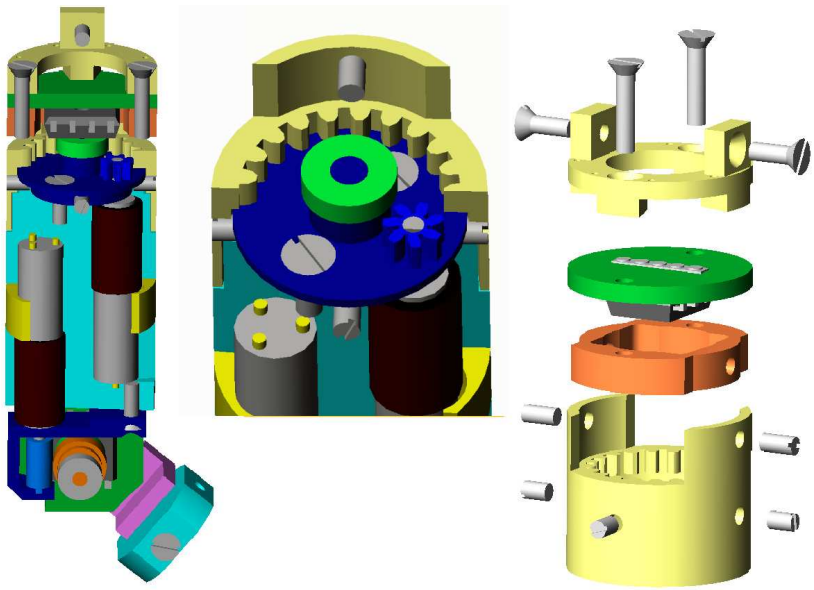


FIG. 2.7 – Module d'actionnement à 2 ddl avec rotation propre

2.2.4 Porte-aiguille

L'instrument chirurgical devant être utilisé pour réaliser une suture, il doit être muni d'un porte-aiguille. Sa conception est détaillée dans [91] et illustrée en figure 2.11. L'utilisation de micro-moteurs est ici impossible car leur longueur est excessive et leur couple trop faible pour générer au minimum 5N de serrage sur l'aiguille. L'utilisation de fils en alliage à mémoire de forme (AMF) est alors prescrite puisqu'ils sont légers et capables de générer des efforts importants. Leur inconvénient, la lenteur (fréquence usuelle d'actionnement : 1hz), est dans cette application peu gênante.

Ces fils sont généralement constitués d'un alliage Nickel-Titane. Ce matériau a la propriété de changer de phase en fonction de sa température et

de ses contraintes internes : austénite à haute température et martensite à basse température. Les températures de changement de phase dépendent de la composition de l'alliage. Elles évoluent également en fonction de la contrainte interne du matériau. La courbe contrainte-déformation obtenue expérimentalement pour un fil de Nitinol de 250 microns est illustrée en figure 2.8. On y perçoit clairement la différence de comportment mécanique. Le plateau correspond a la transformation martensitique.

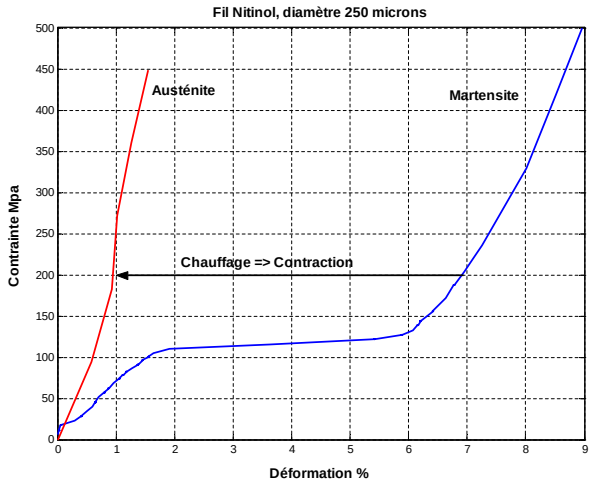


FIG. 2.8 – Courbe expérimentale contrainte-déformation pour le Nitinol

La différence d'orientation et de taille des grains entre les deux phases permet, lors du passage de l'une à l'autre, de compacter la structure atomique et ainsi de générer un changement de longueur du fil ; c'est ce que l'on appelle l'effet mémoire. Cette propriété thermo-mécanique peut donc être utilisée, au sein d'un actionneur, pour générer un déplacement. L'effet mémoire peut être à simple ou à double effet.

Dans le cas double effet, le matériau mémorise la forme de la pièce ou du fil dans deux positions différentes. Il est alors possible, en faisant varier la température, de passer d'une forme à l'autre sans avoir besoin d'exercer de force extérieure. Cependant, les déplacements et les forces développées sont dans ce cas très faibles.

Dans le cas simple effet, il faut déformer le matériau en appliquant une force extérieure. L'effet mémoire permet alors au système de retourner à sa position initiale, comme illustré schématiquement en figure 2.9. Le déplacement utile est dans ce cas compris en 4 et 6% de la longueur du fil.

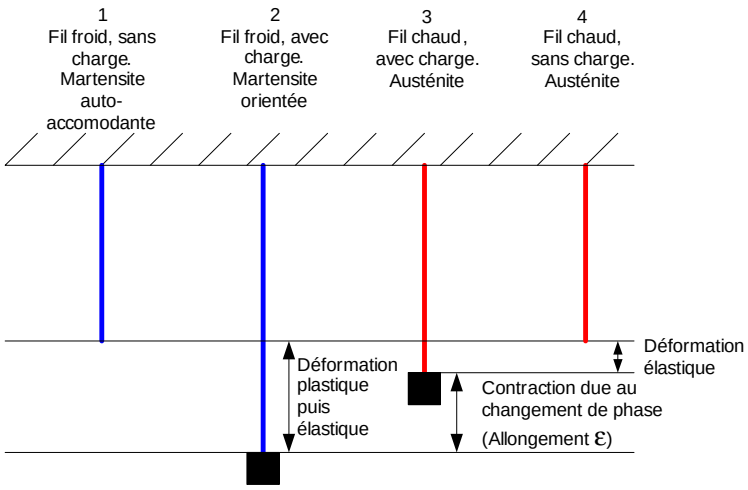


FIG. 2.9 – Principe d'actionnement simple effet d'un fil en AMF

L'utilisation simple effet semble donc plus appropriée à la conception d'actionneurs. Plusieurs solutions de montage sont possibles pour générer la force de rappel : avec des fils antagonistes ou avec un ressort. Il est alors possible de générer des mouvements de translation ou de rotation, comme illustré en figure 2.10.

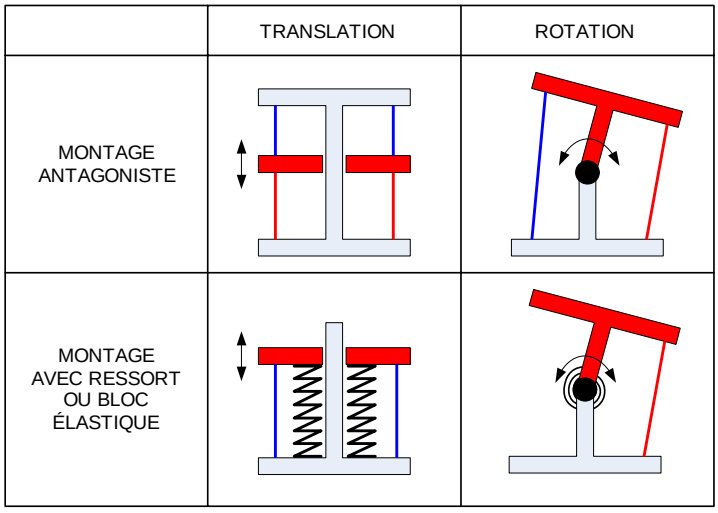


FIG. 2.10 – Principe d'actionnement simple effet d'un fil en AMF

Pour la conception de la pince porte-aiguille, les fils sont utilisés en combinaison avec un ressort de compression, comme illustré dans la partie gauche

de la figure 2.11. Lorsque les fils sont chauffés par un courant électrique, ils se raccourcissent de 4 à 6%. Cette course est utilisée pour déplacer un plateau. Celui-ci a deux ergots qui coulissent dans les trous oblongs des mors de la pince. Ainsi lorsque le plateau se déplace, la pince s'ouvre ou se ferme. Le ressort permet le retour en position fermée.

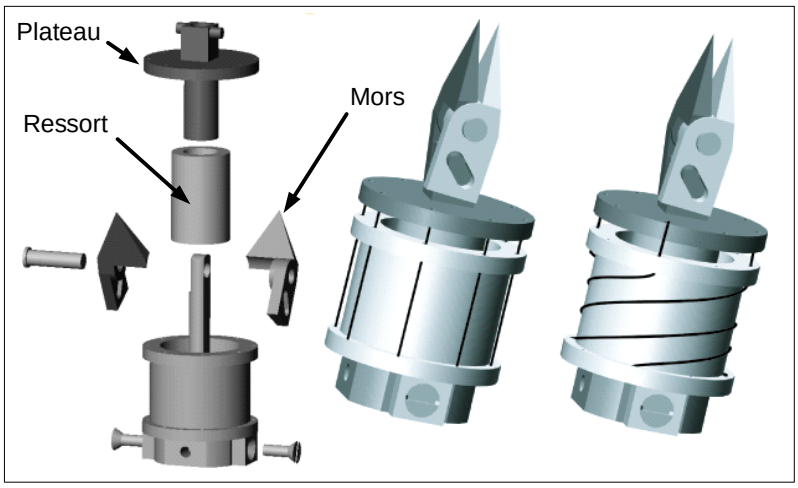


FIG. 2.11 – Pince porte aiguille

Cette pince doit répondre à plusieurs contraintes : elle doit être capable de générer une force de serrage de 5N, avoir un angle d'ouverture permettant une saisie facile de l'aiguille et pouvoir être opérée rapidement. La vitesse d'ouverture et de fermeture de la pince dépend directement du temps nécessaire au refroidissement des fils en AMF. Celui-ci diminue lorsque les fils sont de petit diamètre puisque dans ce cas, le rapport surface de convection-volume est important. Ainsi, plusieurs fils de petit diamètre doivent être montés mécaniquement en parallèle sur la structure et électriquement en série, afin de maintenir la force maximale applicable par le ressort tout en maximisant la fréquence d'actionnement. Pour des contraintes de taille du porte aiguille, 8 fils de diamètre d =250 micromètres sont montés sur la structure.

La force de serrage ($F_{serrage}$) est générée en position fermée par une précontrainte (DX_{prec}) du ressort. Le dimensionnement de la pince, dont les paramètres de conception sont illustrés en figure 2.12, doit assurer une bonne transmission de cette force tout en assurant les capacités d'ouverture, liées à la translation du plateau et par extension, à la contrainte dans les fils en AMF.

DX correspond à la course du plateau provoquant l'ouverture de la pince,

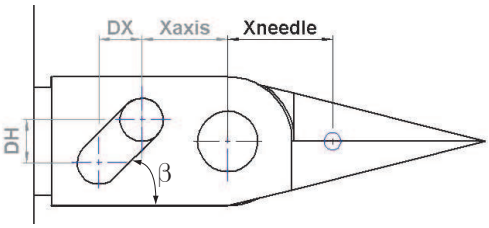


FIG. 2.12 – Pince porte-aiguille

DH à la course verticale des ergots entre position ouverte et position fermée, X_{axis} à la position des ergots vis-à-vis de l'axe de rotation de la pince et X_{needle} à la position de l'aiguille dans les mors de la pince. L'angle d'ouverture et la force de serrage sont obtenus à partir de ces paramètres par :

$$\theta_{ouv} = 4Arctan(\frac{DH}{2(X_{axis} + DX)}) \text{ et } F_{serrage} = \frac{DHF_{prec}}{2X_{needle}}$$

Ainsi, pour maximiser l'angle d'ouverture et la force de serrage, les paramètres X_{axis}, X_{needle} et DX doivent être minimisés alors que DH doit être maximisé. De plus, afin d'assurer une bonne précision lors de la commande de l'angle d'ouverture, l'angle $\beta = arctan(\frac{DH}{DX})$ formé par le trou oblong par rapport au mors de la pince doit être assez faible. Enfin, la force maximale applicable par le ressort sur les fils en AMF lors de leur compression (F_{max}) doit être telle que la contrainte maximale admissible par les fils (σ_{max}) ne soit pas atteinte. Celle-ci est fixée à 400 MPa par le fournisseur et mesurée expérimentalement à 350 MPa.

Lors de l'activation des fils, F_{max} est générée par la compression du ressort d'une valeur $DX_{prec} + DX$. La force générée par le ressort de raideur K est alors :

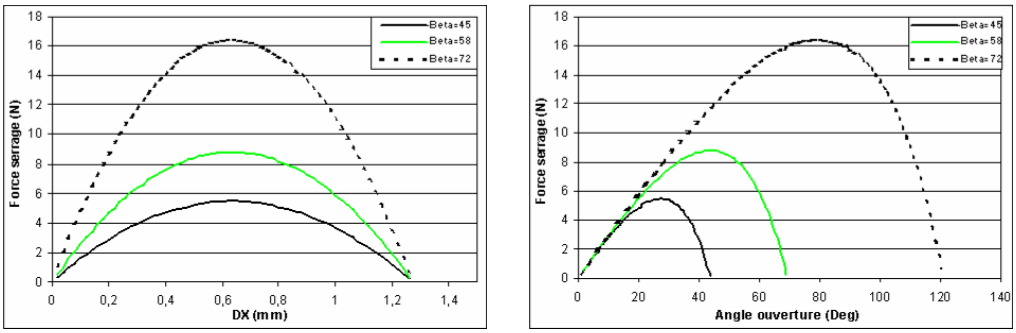
$$F_{max} = K(DX_{prec} + DX) = 2\pi d^2 \sigma_{max} = 137N$$

Le ressort utilisé ayant une raideur K de 108N/mm, la compression maximale admissible du ressort est de 1,27 mm. La force de serrage et l'angle d'ouverture peuvent donc se ré-écrire comme :

$$\theta_{ouv} = 4Arctan(\frac{tan(\beta)DX}{2(X_{axis} + DX)}) \text{ et } F_{serrage} = \frac{tan(\beta)KDX(1,27 - DX)}{2X_{needle}}$$

Pour rendre la pince compacte, X_{axis} est fixé à 2mm et X_{needle} à 4mm. La figure 2.13 illustre l'influence de l'angle β du trou oblong sur la force de

serrage et l'angle d'ouverture de la pince. Il apparaît sur la figure 2.13(a) que la force de serrage atteint un maximum pour une course DX de 0,64 mm ; la pré-contrainte étant alors de 0,63 mm. La figure 2.13(b) illustre bien l'importance de la valeur de l'angle β. Plus celui-ci augmente, meilleure est la transmission de mouvement et d'effort ; mais moins bonne est la précision de la commande de l'angle d'ouverture. Celle-ci étant, de plus, fortement influencée par la précision d'usinage.



(a) $F_{serrage}$ vs DX (b) $F_{serrage}$ vs θ_{ouv}

FIG. 2.13 – Influence de β sur les caractéristiques de la pince

Un compromis est donc choisi en considérant le dimensionnement de la pince avec :

$DX_{prec} = 0,63mm$
$DX_{max} = 0,62mm$
$DH = 1mm$
$\beta = 58°$
$X_{axis} = 2mm$
$X_{needle} = 4mm$
$K = 108N/mm$
$d = 250microns$
$\theta_{ouv\ max} = 45°$
$F_{serrage} = 8,8N$

La pince, telle que dimensionnée, nécessite une course de 0,62 mm du plateau pour ouvrir la pince de 45°. Cette course étant produite par un rétrécissement de 4% du fil, celui-ci doit mesurer 16mm. Deux solutions sont envisagées pour le placement de ces fils : droits le long du module ou entourés autour de celui-ci, comme illustré en figure 2.11. La première solution impose un module d'au moins 28mm, ce qui est très long. La deuxième so-

lution doit permettre de réduire cette longueur à 17 mm. Elle est étudiée expérimentalement en section 2.4.

2.3 Validation des capacités mécaniques

La conception des modules d'actionnement proposée est basée sur des calculs réalisés à partir des données constructeurs et de modèles théoriques. Cependant, la taille des composants utilisés et la mauvaise précision des données de certains constructeurs génèrent une incertitude importante concernant l'évaluation des pertes par frottement, l'inertie ou les couples utilisables. Une validation expérimentale des conceptions proposées est donc nécessaire. Celle-ci a été mise en oeuvre sur des prototypes à l'échelle 1 des deux types d'articulations : à axe orthogonal ou colinéaire à l'axe principal du module.

2.3.1 Axe orthogonal au module

Le prototype développé est illustré en figure 2.14. On y distingue clairement le micromoteur, la transmission par vis sans fin, les roulements, l'aimant et le capteur à effet Hall sur sa carte électronique.

2.3.1.1 Asservissement de position

La commande en position du module est réalisée par un contrôleur temps réel développé sous RTAI™, avec une loi d'asservissement de type proportionnel. La figure 2.15 montre les résultats expérimentaux obtenus : les bornes articulaires sont de $\pm 102°$, mais le module est commandé sur $\pm 90°$. Les résultats montrent que le module réalise un rotation de 180 degrés en 2.5 secondes, ce qui correspond à une vitesse articulaire maximale de $72°/s$. Cette vitesse est compatible avec la procédure chirurgicale.

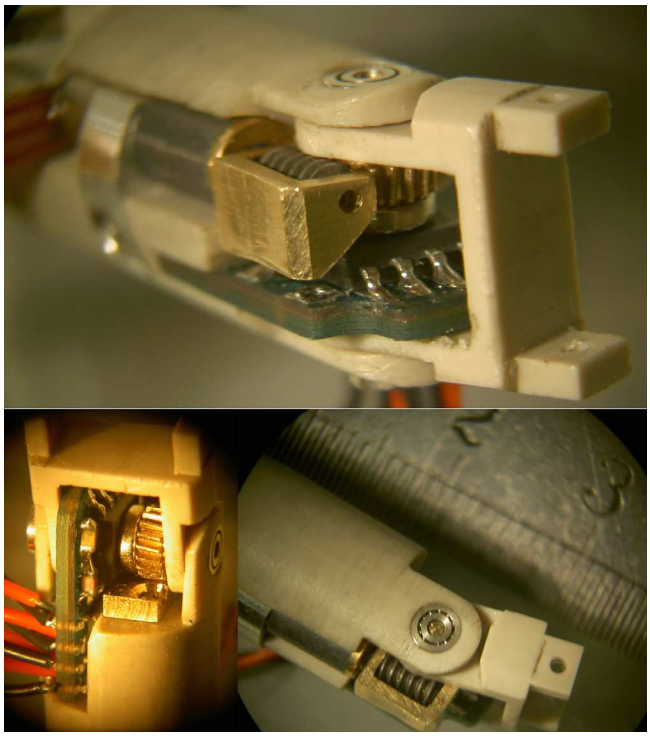


FIG. 2.14 – Prototype réalisé

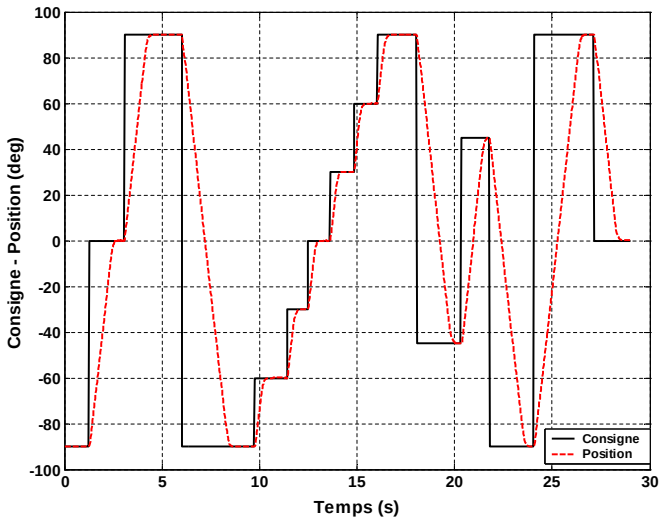


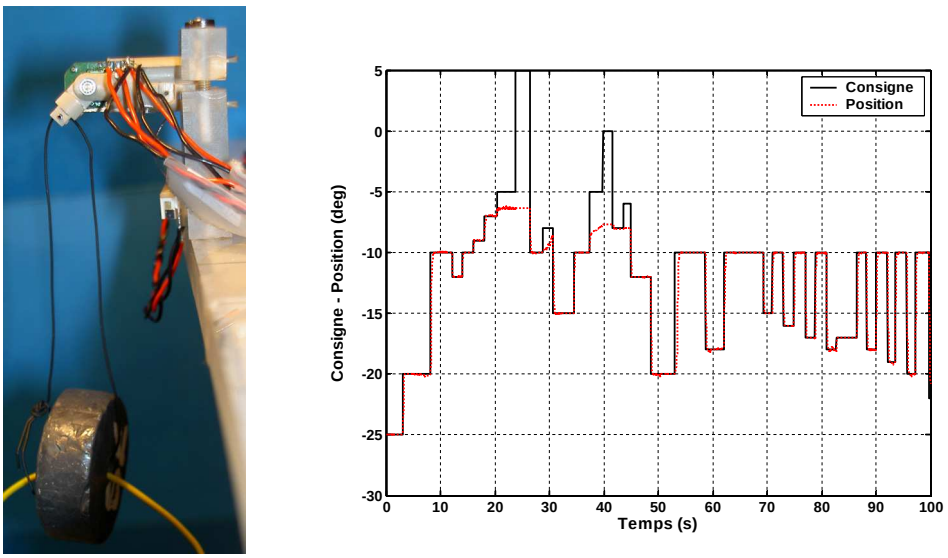
FIG. 2.15 – Asservissement de position - axe orthogonal

2.3.1.2 Mesures de couple

Une mesure du couple maximal que peut générer le module a été effectuée en soulevant une masse de 79 grammes, fixée à la partie mobile du module,

comme illustré en figure 2.16(a).

Le module est orienté de manière à ce que l'axe de rotation de l'articulation soit horizontal. Ainsi, le couple résistant généré par la masse augmente lorsque le module soulève cette dernière. La partie mobile du module est initialement placée en position verticale (orientation à -90 degrés) et commandée pour atteindre une position horizontale (orientation à 0 degré). Lorsque le module s'arrête, l'équilibre entre couple moteur et couple résistant est atteint. Le principe fondamental de la statique appliqué au système permet alors de déterminer le couple disponible pour le module.



(a) Dispositif (b) Résultats d'asservissement en charge

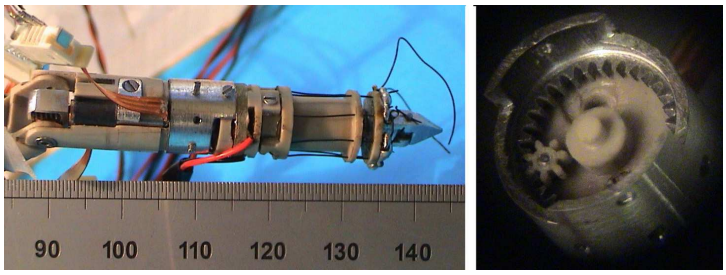
FIG. 2.16 – Mesure expérimentale du couple - axe orthogonal

Les mesures obtenues sont illustrées en figure 2.16(b). Il apparaît clairement que le module peut atteindre, de manière répétée, l'orientation -10 degrés et sporadiquement s'approcher d'avantage de l'orientation 0 degrés. L'équilibre est donc atteint pour une orientation de -10 degrés qui, compte tenu du bras de levier de 7,5mm, correspond à un couple d'actionnement de 5.8mNm. Cette valeur avait été évaluée lors de la conception à 5.6mNm. Elle est donc tout à fait satisfaisante. La légère différence peut s'expliquer par un meilleur rendement de la vis sans fin qu'initialement calculée.

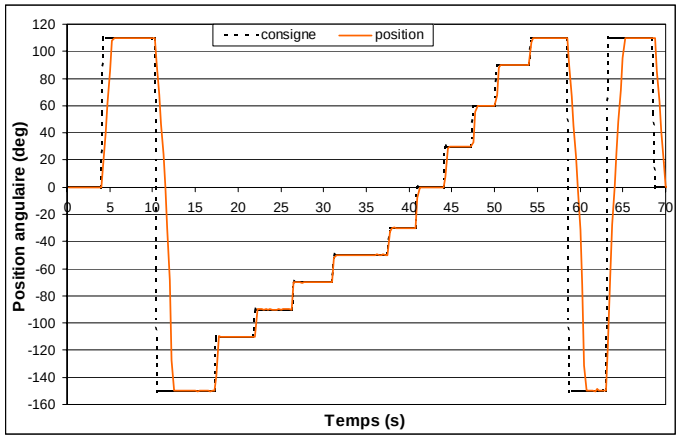
2.3.2 Axe colinéaire au module

2.3.2.1 Asservissement de position

La figure 2.17(a) montre un module disposant d'un axe de rotation colinéaire ainsi que le porte-aiguille développé. On y voit, pour le module de rotation, la partie fixe, la partie mobile, la carte électronique pour le capteur angulaire et l'interface de fixation. Cet axe est commandé en position. Les résultats expérimentaux obtenus sont illustrés en figure 2.17(b) : les bornes articulaires de commande sont de $+110°$ et $-150°$. Elles sont dues principalement à la discontinuité, au sein du capteur à effet Hall, du passage de $180°$ à $-180°$ degrés, ainsi qu'à la précision des ajustements. Les résultats montrent que le module parcoure 260 degrés en 2.5 secondes, ce qui correspond à une vitesse articulaire maximale de $104°/s$.



(a) Dispositif

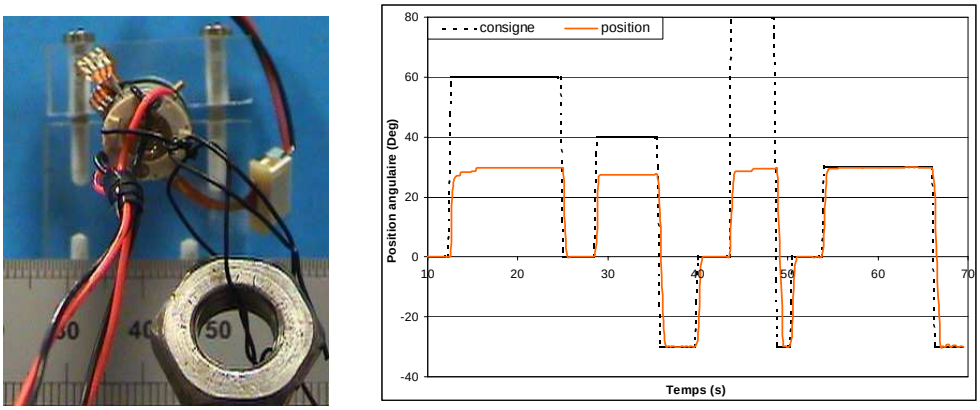


(b) Résultats d'asservissement

FIG. 2.17 – Asservissement de position - axe colinéaire

2.3.2.2 Mesures de couple

Une mesure du couple maximal que peut générer le module a été effectuée en soulevant une masse de 21,4 grammes, fixée à la partie mobile du module, comme illustré en figure 2.18(a). L'interface de fixation est orientée à la verticale. Ainsi la masse est soulevée par la rotation du module. Lorsque le moteur est en limite de couple, le module s'arrête. L'application du principe fondamental de la statique à cet équilibre permet alors de calculer le couple maximal disponible sur cet axe.



(a) Dispositif (b) Résultats d'asservissement

FIG. 2.18 – Mesure expérimentale du couple - axe colinéaire

Les mesures obtenues sont illustrées en figure 2.18(b). Il apparaît clairement que le module peut atteindre, de manière répétée, l'orientation 27 degrés et très difficilement s'approcher d'avantage de l'orientation 30 degrés. L'équilibre est donc atteint pour une orientation de 27 degrés qui, compte tenu du bras de levier de 5mm, correspond à un couple d'actionnement de 4,76mNm. Cette valeur avait été évaluée lors de la conception à 4,8mNm. Elle est donc tout à fait satisfaisante.

2.4 Validation du porte-aiguille

Un prototype de l'actionneur en AMF de la pince porte-aiguille a été réalisé afin de valider sa conception (figure 2.19). Il est composé de la pièce de structure, du ressort et des fils en AMF. Les fils sont connectés électriquement en série et chauffés par effet joule en les alimentant avec un courant de 0,8 ou

0,9A. Le déplacement du plateau est mesuré par un télémètre laser (à droite de la figure 2.19).

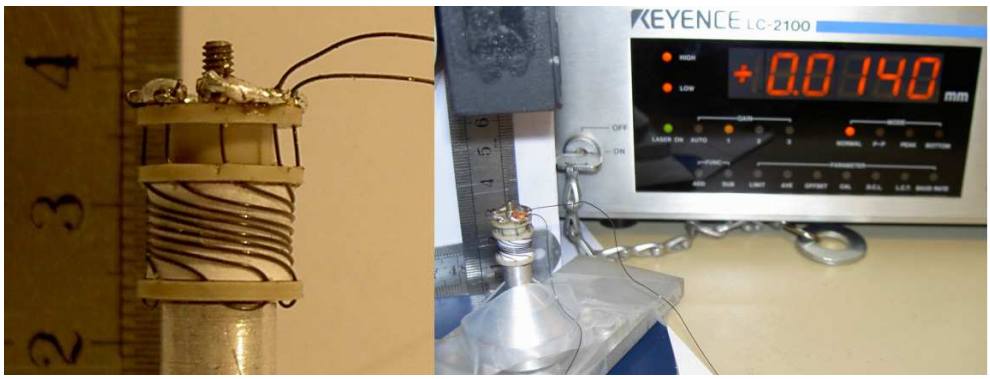


FIG. 2.19 – Prototype de l'actionneur de la pince AMF

2.4.1 Configuration hélicoïdale - tour complet

Une première version a été réalisée afin d'évaluer la faisabilité du montage des fils de manière hélicoïdale autour de la pièce de structure. Pour des soucis de facilité d'usinage, la pièce de structure a une longueur de 5,6mm et le diamètre de fixation des fils est de 8,7mm. Le ressort est pré-contraint de 0,5mm lors de la fixation des fils. Les résultats obtenus sont illustrés en figures 2.4.1.

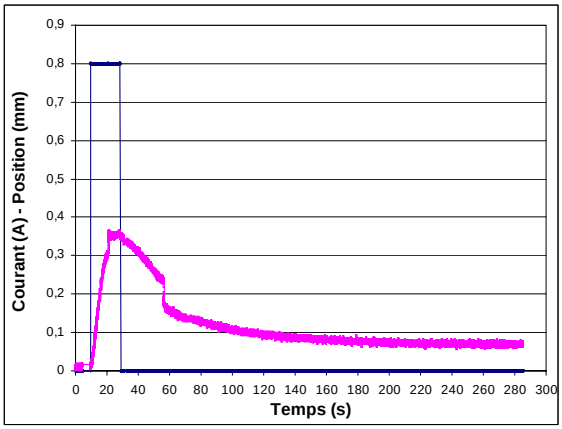


FIG. 2.20 – Mesure expérimentale du déplacement de l'actionneur hélicoïdal

On peut distinguer deux phases : lorsque les fils sont alimentés, ils se contractent et la course augmente. Dans la deuxième phase, le courant est

nul, les fils refroidissent par l'action de la convection naturelle et le plateau retourne vers sa position initiale grâce à l'action du ressort.

Plusieurs problèmes apparaissent avec ce dispositif : tout d'abord la course maximale est de 0,34 mm, donc inférieure aux attentes. Cela peut être imputé à la disposition des AMF : ils sont enroulés autour de la pièce de structure. Donc lorsqu'ils se contractent, ils permettent de déplacer le plateau mais également ils compriment la pièce de structure. Une grande partie de la puissance générée par le changement de phase de l'AMF est donc utilisée pour le serrage des fils et non pour le déplacement du plateau. Ce phénomène de serrage induit un second problème :l'adhérence des fils sur la pièce de structure. Cela se traduit à t=20s et t=60s par de fortes discontinuités dans l'évolution de la position du plateau. Dans la phase de chauffage des fils, leur contraction génère une force de serrage importante et ils adhèrent à la pièce de structure. Il faut attendre que la force de contraction soit supérieure aux efforts de frottement pour que le plateau bouge. Dans la phase de refroidissement, le même phénomène se passe : la baisse de la température des fils, la diminution de leur tension, ainsi que la présence de la force de rappel du ressort permettent de décoller les fils de la structure et de produire un déplacement important du plateau. Cependant, la très forte adhérence interdit un retour à la position initiale. Ce frottement explique également les temps de réponse très long de l'actionneur.

Après examen minutieux du prototype suite aux essais, il s'avère que la température des fils atteinte lors de l'actionnement, combinée aux efforts de serrage suffisent pour faire partiellement fondre le plastique de la pièce de structure. Les sillons ainsi créés augmentent très fortement l'adhérence des fils sur la pièce de structure et expliquent les non-linéarités observées.

Pour réduire ces effets d'adhérence et de serrage, l'angle d'hélice des fils doit être augmenté, soit en augmentant la longueur du dispositif soit en ne réalisant qu'un demi, voire un huitième de tour d'hélice.

Plusieurs essais ont été réalisés faisant varier la configuration des fils en AMF : un demi-tour, un huitième de tour d'hélice ainsi que des fils droits ont été testés.

2.4.2 Configuration hélicoïdale - demi-tour

Dans cette configuration, les fils ne réalisent plus qu'une demi-hélice autour de la pièce de structure. La pré-contrainte du ressort est de 0,8mm. Les résultats obtenus sont illustrés figure 2.21.

La course totale obtenue dans cette configuration est de 0,48mm. Les phénomènes d'adhérence ont encore lieu et provoquent une non-linéarité à

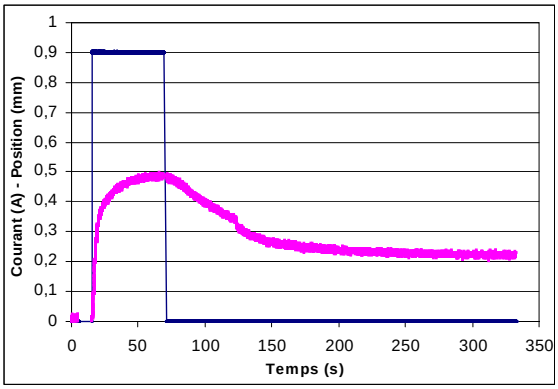


FIG. 2.21 – Mesure du déplacement pour un demi-tour d'hélice

t=120s. Enfin, la position initiale n'est pas atteinte non plus en fin de refroidissement puisqu'un déplacement de 0,22mm persiste.

2.4.3 Configuration hélicoïdale - un huitième de tour

Dans cette configuration, les fils ne réalisent plus qu'un huitième d'hélice. La pré-contrainte du ressort est de 0,55mm. Les résultats obtenus sont illustrés figure 2.22. Il n'y a plus contact entre la pièce de structure et les fils en AMF. Il n'y a donc plus de serrage et l'adhérence ne peut avoir lieu que lors du passage des fils dans les perçages de guidage pratiqués sur la pièce de structure et le plateau mobile. Les déplacement obtenus n'ont donc plus de non-linéarité, ils sont plus rapides et la position initiale peut être atteinte après refroidissement des fils.

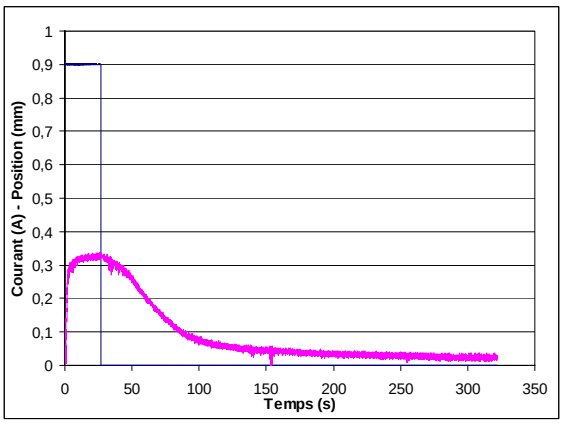


FIG. 2.22 – Mesure du déplacement pour un huitième de tour d'hélice

2.4.4 Configuration fils droits

Dans cette configuration, les fils sont fixés droits. La pré-contrainte du ressort est de 0,9mm. Les résultats obtenus sont illustrés figure 2.4.4.

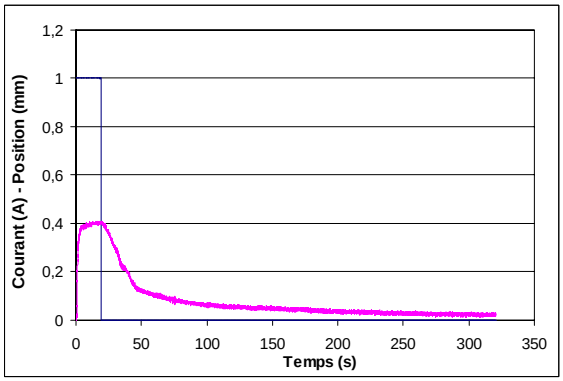


FIG. 2.23 – Mesure du déplacement pour des fils droits

La course maximale atteinte est de 0,4mm. Il n'y a pas de non-linéarité et la position initiale est retrouvée. La vitesse de déplacement du plateau est plus rapide que pour tous les autres placements des fils.

2.4.5 Synthèse des caractéristiques de l'actionneur du module porte-aiguille

Au vu des résultats obtenus pour ces différentes configurations des fils en AMF, il est difficile d'établir simplement le comportement de cet actionneur. De nombreux éléments dépendant du montage des fils en AMF sont à la source de ces difficultés. En effet, les fils sont fixés par sertissage sur la pièce de structure. Ils sont montés à froid et étirés afin de réaliser un pré-chargement du ressort. Cette phase est cruciale pour les capacités de l'actionneur : une fois le montage terminé, les fils doivent être tendus et étirés de 4% de leur longueur contractée. Ces 4% correspondent à l'allongement maximum permettant l'utilisation de l'effet mémoire des AMF. Au delà, il s'agit d'un allongement élastique qui ne pourra pas être restitué lors de l'actionnement des fils. Cependant, si les fils ne sont pas suffisamment tendus, une partie de leur contraction sera utilisée pour les tendre et compenser les jeux du montage, limitant ainsi la course du plateau. Mais il est très difficile d'ajuster leur tension sans risquer de les étirer de plus de 4% et d'interdire un retour en position initiale de l'effecteur.

De nombreux essais ont été réalisés pour évaluer l'influence des différents paramètres sur les performances de l'actionneur. Le tableau 2.1 résume les

résultats obtenus, sans prendre en compte le serrage sur la pièce de structure pour le calcul des contraintes internes aux fils. Rappelons que ce dernier interdit l'utilisation des configurations tour-complet et demi-tour pour la réalisation de l'actionneur.

Il apparaît d'après ces résultats que les performances de l'actionneur dépendent très fortement de la qualité du montage des fils. En effet, aucun autre paramètre ne peut expliquer la dispersion des résultats obtenus. Celle-ci pourrait être améliorée en intégrant un système réglable de la hauteur initiale du plateau, qui permettrait ainsi de maîtriser tension des fils et précontrainte des ressorts.

Fixation fil	Essai	Pré-contrainte (mm)	Course (mm)	Allongement (%)	Compression Ressort(mm)	Contrainte fil (Mpa)
1 tour	1	0,9	0,43	1,3	1,33	365
1 tour	2	0,9	0,24	0,7	1,14	313
1 tour	3	0,9	0,18	0,5	1,08	297
1 tour	4	0,6	0,15	0,4	0,65	178
1 tour	5	0,6	0,34	1,0	0,94	258
1/2 tour	1	0,8	0,48	2,3	1,28	352
1/2 tour	2	0,8	0,28	1,4	1,08	313
1/8 tour	1	0,55	0,36	2,9	0,91	250
1/8 tour	2	0,55	0,33	2,6	0,88	242
1/8 tour	3	0,55	0,32	2,6	0,87	239
Droits	1	0,9	0,37	3,2	1,27	349
Droits	2	0,9	0,32	2,8	1,22	335
Droits	3	0,9	0,34	3,0	1,24	341
Droits	4	0,9	0,39	3,4	1,29	354
Droits	5	0,8	0,49	3,4	1,29	354
Droits	6	0,8	0,31	2,1	1,11	305
Droits	7	0,4	0,51	3,5	0,91	250

TAB. 2.1 – Essais d'actionnement de la pince

Néanmoins, la dernière configuration de ce tableau permet d'ouvrir correctement les mors, comme illustré en figure 2.24. La pince ne dispose cependant pas de suffisamment de force de serrage pour maintenir correctement l'aiguille. Il est donc nécessaire d'améliorer le conception de cette pince pour obtenir des performances pleinement satisfaisantes ou de remettre en cause

le choix des alliages à mémoire de forme.

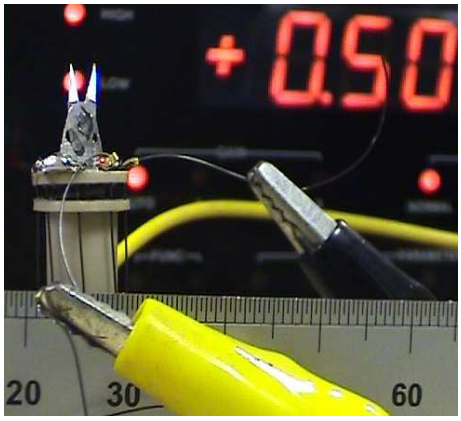


FIG. 2.24 – Pince en position ouverte

2.5 Conclusion

La conception modulaire proposée repose sur l'utilisation d'actionneurs localisés au plus proche des articulations : des micro-moteurs et capteurs à effet Hall ont été privilégiés. Il est clair que toute autre proposition de conception modulaire permettrait d'enrichir la base de données des cinématiques pouvant être utilisées,au cours de la procédure d'optimisation, pour les modules d'actionnement.

Chaque combinaison de position des axes de rotation doit être codée en un module différent, illustré schématiquement en figure 2.25. La base de données correspondant à la conception proposée est illustrée en table 2.2 et peut être utilisée par le processus d'optimisation. La longueur des modules est prise sur une plage de variation de 10mm par rapport à leur longueur minimale.

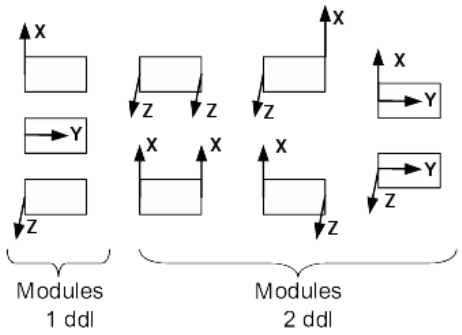
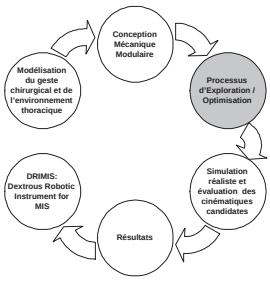


FIG. 2.25 – Schématisation des modules disponibles pour l'optimisation

Module	Ddl	Direction Axe Rotation	Longueur	Couple
1	1	Z	[24-34mm]	5,6 mNm
2	1	Y	[28,5-38,5mm]	4,8 mNm
3	1	X	[24-34mm]	5,6 mNm
4	2	X X	[36-36mm]	5,6-5,6 mNm
5	2	X Z	[40-50mm]	5,6-5,6 mNm
6	2	Z X	[40-50mm]	5,6-5,6 mNm
7	2	Z Z	[36-46mm]	5,6-5,6 mNm
8	2	X Y	[37-47mm]	5,6-4,8 mNm
9	2	Z Y	[37-47mm]	5,6-4,8 mNm

TAB. 2.2 – Modules disponibles pour l'optimisation



Chapitre 3

Processus d'exploration/optimisation

La méthode de "prototypage virtuel" proposée repose sur l'utilisation d'un processus d'optimisation pour explorer les cinématiques réalisables et proposer au concepteur plusieurs solutions alternatives satisfaisant à la fois les critères de performance choisis, la prise en compte de la redondance et des mouvements internes des mécanismes et les contraintes qui appliquent sur les instruments. C'est alors à lui que revient le choix de l'instrument à réaliser.

Contrairement aux approches traditionnelles de la synthèse de mécanisme, qui cherchent à concevoir un mécanisme ayant des propriétés cinématiques bien particulières telle que l'isotropie de la transmission des vitesses sur l'espace de travail, la méthode proposée réalise la synthèse multi-critères d'un système. On cherche, au cours de cette procédure, à obtenir des cinématiques parfaitement adaptées aux spécificités d'une tâche et d'un environnement donné. Il est donc nécessaire, pour prendre en compte ces différentes spécificités, d'utiliser plusieurs critères ou objectifs d'évaluation et de sélectionner la cinématique réalisant le meilleur compromis.

De nombreuses techniques d'optimisation existent pour résoudre des problèmes d'optimisation mono ou multi-variable mais mono-objectif. Les techniques mono-objectif les plus utilisées, dont les algorithmes génétiques, sont détaillées en annexe A. Elles sont anciennes et éprouvées mais sont cependant assez peu adaptées aux problèmes réels d'ingénierie. En effet pour ceux-ci, de nombreux paramètres influencent les performances et la plupart du temps plusieurs objectifs contradictoires peuvent être définis lors de la conception ; chacun de ces objectifs correspondant à une solution optimale différente. Les techniques multi-objectifs paraissent donc mieux adaptées aux problèmes réels d'ingénierie pour lesquels on recherche un compromis entre différents

critères souvent contradictoires.

Ces techniques très récentes ont été utilisées avec succès dans divers autres applications, comme la conception optimale d'un système de recharge du coeur d'un réacteur nucléaire à eau pressurisée (PWR) [1], la conception optimale d'une boîte de vitesse [29], de pare-chocs automobiles [89], de cadres de vélos [2], d'échappements pour moteurs thermiques [61] ou encore d'ailes d'avions supersoniques [47] [100]. En revanche le domaine de la synthèse de mécanisme est, à notre connaissance, vierge de toute tentative d'application de ces techniques d'optimisation multi-objectifs. La recherche menée pour la conception optimale d'instruments chirurgicaux s'inscrit donc dans une démarche d'évaluation de la pertinence de ces techniques dans le cadre spécifique de la synthèse multi-critères de mécanismes.

3.1 Interprétation des problèmes multi-objectifs

Pour de tels problèmes, il est nécessaire de définir deux espaces : un espace des paramètres qui constitue l'espace de recherche et qui est défini par les valeurs des variables de conception ainsi qu'un espace des objectifs dans lequel sont représentés les scores selon chaque objectif des points de l'espace de recherche, comme illustré en figure 3.1

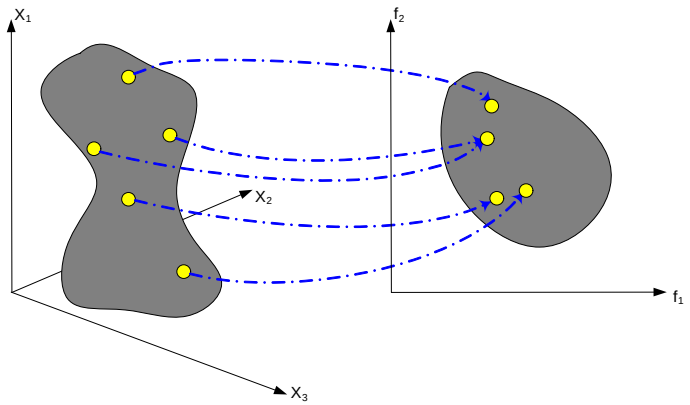


FIG. 3.1 – Espace des paramètres vs espace des objectifs

La solution d'un problème multi-objectifs doit prendre en compte ces différents objectifs simultanément. Le résultat attendu n'est donc plus une solution unique mais l'ensemble des meilleurs compromis possibles entre les différents objectifs.

Ce problème peut être illustré par l'achat d'une voiture d'occasion : dans un tel cas, l'acheteur souhaite disposer d'une voiture ayant peu de kilomètres,

mais aussi à un prix intéressant. Ces deux objectifs sont contradictoires. Un tel choix reposera donc sur un compromis entre les deux objectifs : c'est la notion de front de Pareto.

3.1.1 Front de Pareto

Vilfredo Pareto, mathématicien, sociologue et économiste italien du 19ème siècle, introduit en 1906, dans son "Manuel d'économie Politique" le concept qui gardera son nom : optimum de Pareto. Dans sa quête d'applications des mathématiques à l'économie, il stipule 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 quand à leur propre situation. Autrement dit, il existe un équilibre pour lequel on ne peut pas améliorer une solution pour un objectif donné sans détériorer les résultats de cette solution au regard d'au moins un des autres objectifs. Cet équilibre correspond à un front, appelé front de Pareto, comme illustré en figure 3.2 pour la maximisation de deux critères, y_1 et y_2.

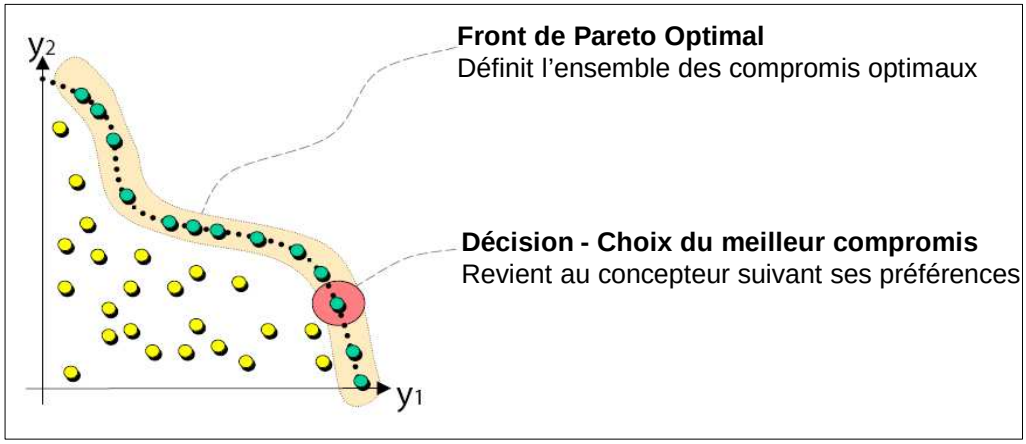


FIG. 3.2 – Front de Pareto et choix du meilleur compromis

Le front de Pareto regroupe donc l'ensemble des solutions du problème qui correspondent aux compromis optimaux entre les différents objectifs. Le choix d'une des solutions comme meilleur compromis pour le problème revient au concepteur/utilisateur, en fonction de la forme du front et de ses préférences. L'obtention du front de Pareto découle directement de la notion de domination.

3.1.2 Notion de domination

On dit, pour un problème de minimisation, qu'une solution x domine une solution x' si :

$$\exists i \; tq \; f_i(x) < f_i(x')$$

et

$$\forall j \neq i, \; f_j(x) \leq f_j(x')$$

avec i et j les objectifs du problème et f la fonction d'évaluation.

Une solution x sera dite non dominée s'il n'existe pas de solution x' telle que x' domine x.

Prenons l'exemple d'un problème à deux objectifs, illustré sur la partie gauche de la figure 3.3, pour lequel on désire maximiser l'objectif f_1 et minimiser l'objectif f_2.

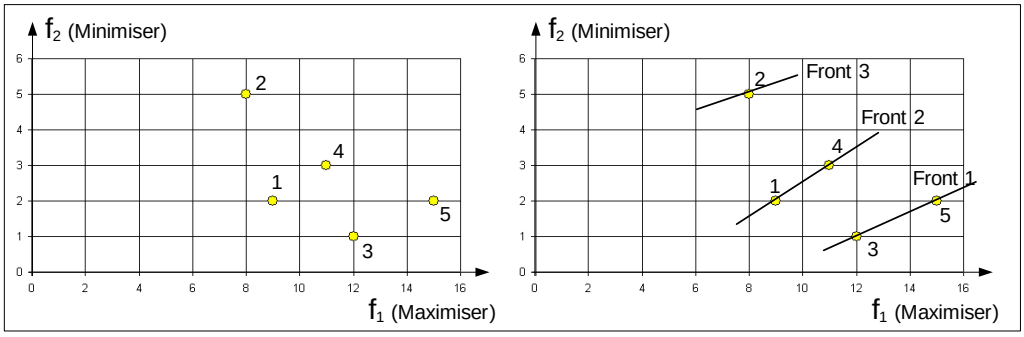


FIG. 3.3 – Principe de domination

Parmi les solutions obtenues, les solutions non dominées sont les solutions 3 et 5. En effet, la solution 3 est meilleure que la solution 1 pour les 2 objectifs donc 3 domine 1. De même, 3 domine 4 et 2, et 5 domine 4 et 2. De plus, 5 domine également 1 puisque 5 est meilleur que 1 pour l'objectif f_1 et égale à 1 pour f_2. En revanche, il est impossible de dire qui de 3 ou 5 est mieux adapté au problème : 5 est meilleur pour f_1 mais 3 est meilleur sur f_2. Ces deux solutions sont non-dominées et appartiennent donc au front de Pareto.

On peut établir plusieurs front de Pareto, en fonction du degré de domination des solutions qui le composent : si l'on ne considère plus les solutions 3 et 5 dans l'exemple précédent alors les solutions 1 et 4 sont non-dominées ; elles appartiennent donc à un même front de Pareto. On pourra noter "front de degré 1" le front contenant les solutions non-dominées du problème et "front de degré 2, 3, etc..." les autres fronts successifs, comme illustré pour l'exemple précédent sur la partie droite de la figure 3.3.

Au vu du principe de Pareto énoncé dans la section précédente, un front de Pareto est alors l'ensemble des solutions non dominées d'un problème.

3.1.3 Prise en compte de contraintes

La notion de non domination peut être étendue à celle de non domination sous contrainte [31]. Cela nécessite le calcul d'une distance, correspondant au niveau de violation des contraintes sur l'ensemble des objectifs.

Sur l'exemple précédent, illustré figure 3.3, on peut définir une contrainte supplémentaire pour l'optimisation :

Trouver les solutions X telles que $f_2(X) \leq 1,2$.

Dans ce cas, les solutions 1, 2, 4 et 5 violent cette contrainte et doivent être pénalisées. Il est néanmoins flagrant que la solution 2 doit être pénalisée de manière plus importante que les solutions 1 ou 5.

La distance de violation de contrainte peut, par exemple, être calculée pour la solution X comme :

$$d = \sum_{Objectif\ i=1}^{m} \left(\frac{|Contrainte_i - f_i(X)|}{Contrainte_i}\right)$$

Appliquées au problème considéré, les solutions 1 et 5 ont des distances de $\frac{|1,2-2,0|}{1,2} = 0,66$, contre respectivement 1,5 et 3,16 pour les solutions 4 et 2.

On peut alors comparer les solutions obtenues selon leur degré de domination et de violation de contrainte : une solution x domine avec contrainte une solution x' si l'une de ces conditions est vérifiée :

- Les deux solutions sont réalisables et x domine x'.
- La solution x est réalisable et x' ne l'est pas.
- Les deux solutions ne sont pas réalisables mais la distance de violation de x est inférieure à celle de x'

Dans la configuration de contraintes du problème précédent, la seule solution non-dominée du problème est alors la solution 3. Puis dans l'ordre les solutions 5,1,4 et enfin 2.

3.2 Les techniques d'optimisation multi-objectifs

Tout processus d'optimisation traitant des problèmes multi-objectifs doit prendre en compte les notions qui viennent d'être introduites. Le but d'une

optimisation multi-objectifs est alors de trouver tout ou partie du front de Pareto optimal d'un problème.

Pour cela, de nombreuses méthodes ont été proposées. Chronologiquement, les premières tentatives furent de ramener la problématique multi-objectifs à une formulation compatible avec les techniques mono-objectif existantes et illustrées en annexe A.

Puis des méthodes non-Pareto ont été proposées, utilisant les possibilités de découpage en sous-ensembles des populations utilisées avec les algorithmes génétiques.

Enfin la dernière évolution de ces techniques permet d'utiliser les méthodes Pareto qui prennent réellement en compte les notions de fronts de Pareto et de domination au sein d'algorithmes évolutionnaires.

3.2.1 Méthodes dégénérées vers un problème mono-objectif

Afin de pouvoir utiliser les techniques mono-objectif connues et éprouvées, certaines techniques multi-objectifs se contentent de dégénérer le problème et de le ramener à un problème d'optimisation à un unique objectif.

3.2.1.1 Agrégation des objectifs

La méthode la plus simple pour réaliser une optimisation multi-objectifs est d'agréger ceux-ci pour se ramener à un objectif unique.

L'agrégation peut être réalisée soit par un produit, soit par une somme pondérée :

$$\text{Minimiser } f_{\prod} = \prod_i w_i \, f_i \quad \text{ou} \quad \text{Minimiser } f_{\sum} = \sum_i w_i \, f_i$$

Si les différents objectifs f_i ne sont pas homogènes, ils peuvent être normalisés en utilisant, par exemple, la valeur maximum admissible par cet objectif. Les poids w_i eux-mêmes peuvent être normalisés en imposant $\sum_i w_i = 1$.

Cette approche a l'avantage de permettre l'utilisation de toutes les méthodes d'optimisation mono-objectif détaillées en annexe A. C'est l'approche la plus simple à mettre en place et elle est donc couramment utilisée.

Les solutions obtenues correspondent, dans l'espace des objectifs, aux points où l'hyperplan, défini par la somme pondérée (une droite dans le cas de deux objectifs), est tangent à la surface du domaine réalisable comme illustré figure 3.4.

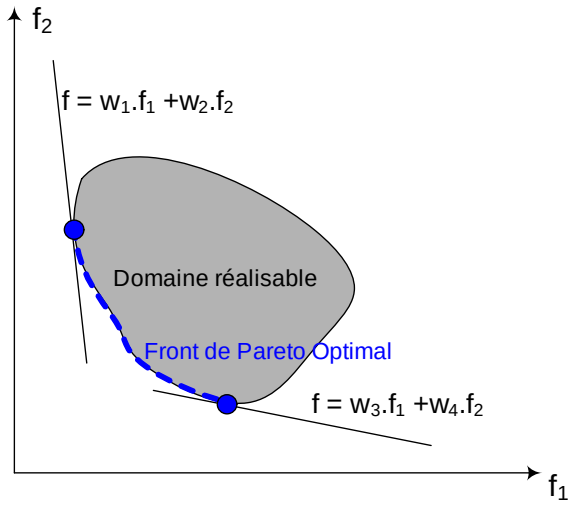


FIG. 3.4 – Approche par combinaison linéaire

Cette approche a plusieurs inconvénients majeurs :
- Puisque les points obtenus sont des points de tangence d'un hyperplan et de la surface du domaine réalisable, les zones concaves de cette surface ne pourront jamais être obtenues : sur la figure 3.5, les points A et B pourront être obtenus avec une pondération adaptée mais la solution C ainsi que tout l'arc AB ne seront jamais proposés par cette approche.

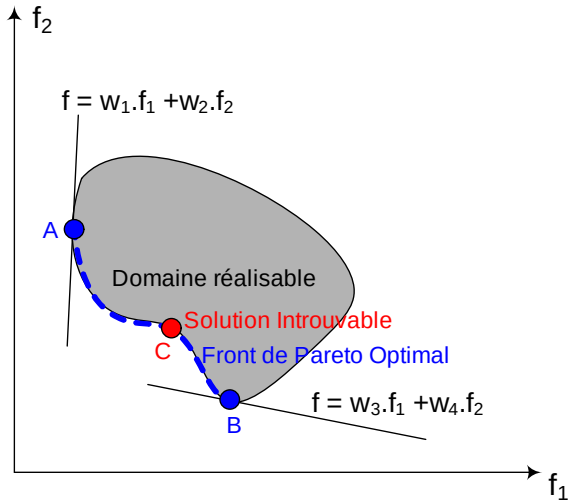


FIG. 3.5 – Problème lié à la concavité du front de Pareto

– Le jeu de poids w_i doit être fixé a priori. Lorsque l'optimisation est exécutée une seule fois, il est donc nécessaire de bien connaître le problème pour trouver une pondération acceptable. La solution obtenue sera toutefois critiquable quant à son "optimalité" : elle ne peut être considérée optimale que pour la pondération considérée et ne reflète en rien l'espace des solutions possibles. Le concepteur ne dispose alors d'aucun moyen pour valider le résultat obtenu et ne peut se fier qu'à sa connaissance du problème. Ce problème peut être illustré par l'optimisation d'instruments robotisés pour la chirurgie mini-invasive : l'optimisation porte sur la séquence de différents modules permettant l'actionnement de l'instrument. On cherche à optimiser deux critères : la manipulabilité de l'instrument et sa simplicité (i.e. : le nombre de modules utilisés.) Ils sont agrégés en une somme pondérée et le résultat est retourné en tant que valeur d'adaptation à un algorithme génétique :

$$f = w_1.\ \text{Manipulabilité} \ - w_2.\ \text{Nb Modules}$$

Lorsque l'on impose $w_1 = 2w_2$, l'optimisation retourne l'instrument illustré figure 3.6. Il comporte un nombre élevé de modules, afin de maximiser la manipulabilité de l'instrument.

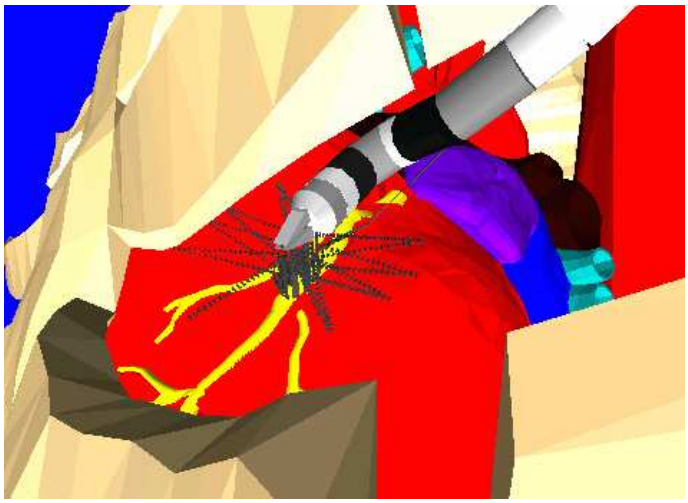


FIG. 3.6 – Solution optimale favorisant la manipulabilité

En revanche lorsque l'on impose w_2=$2w_1$, l'instrument obtenu après optimisation comporte un faible nombre de modules, comme illustré figure 3.7

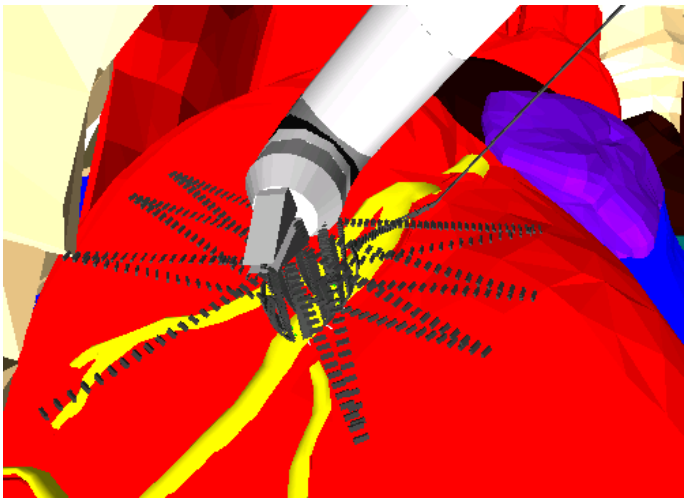


FIG. 3.7 – Solution optimale favorisant la compacité

Ces deux solutions sont optimales pour leur pondération respective. Seul le concepteur peut décider de la plus adaptée au problème posé ; ce choix devant cependant être réalisé a priori avant l'optimisation, sans données fiables sur lesquelles s'appuyer.

– Pour obtenir un plus grand nombre de solutions et conforter son choix, le concepteur peut réitérer l'optimisation avec des pondérations différentes. Il obtiendra alors plusieurs points sur le front de Pareto. Cette succession d'optimisation est cependant très longue et cette méthode perd rapidement de son efficacité.

3.2.1.2 Approche par ϵ-Contrainte

Une autre approche pour réduire un problème multi-objectif en un problème mono-objectif est de remplacer $m-1$ des m objectifs par des contraintes. Le problème peut se reformuler en :

$$\text{Minimiser } f_i(x)$$

$$\text{tel que } f_j(x) \leq \epsilon_j, j = 1...m, j \neq i$$

$$\text{où } \epsilon = (\epsilon_1, ...\epsilon_m) = \text{ Vecteur de contraintes}$$

La figure 3.8 illustre cette méthode dans le cas de minimisation de deux objectifs f_1 et f_2, en transformant l'objectif f_2 en contrainte $f_2 \leq \epsilon_2$.

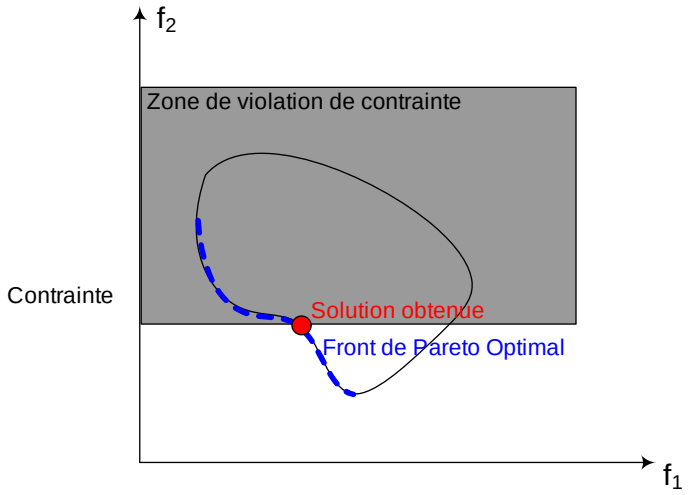


FIG. 3.8 – Méthode ϵ-Contrainte

A l'image de l'agrégation d'objectifs, cette approche peut être réitérée en modifiant le vecteur ϵ pour obtenir plusieurs points sur le front de Pareto.

Cette approche a l'avantage de permettre l'obtention de solutions sur les zones concaves du front de Pareto, comme illustré sur la figure 3.8.

Elle possède les mêmes inconvénients que l'approche par agrégation : nécessité d'une bonne connaissance a priori du problème afin d'effectuer un choix judicieux pour ϵ et obtenir une bonne répartition des solutions sur la surface du front et processus très long puisque nécessitant l'exécution de multiples optimisations pour obtenir une approximation du front de Pareto.

3.2.1.3 L'approche par Goal Programming

Le concepteur doit définir un but ou référence T_i pour chacun des m objectifs f_i du problème. Ces buts sont ensuite introduits dans la formulation du problème comme contraintes supplémentaires, le ramenant ainsi à un problème mono-objectif : on minimise désormais la somme, éventuellement pondérée par λ_i, des écarts sur chaque objectif entre la solution courante et la référence :

$$min(\sum_{i=1}^{m} \lambda_i |f_i(x) - T_i|^p)^{1/p}$$

La norme couramment utilisée est la norme de Tchebycheff (L_p-métrique) avec p=2. Dans ce cas, cette norme est la norme Euclidienne. Si p=∞, la norme est équivalente à une fonction min-max et l'on minimise le maximum

des écarts selon chaque objectif.

La figure 3.9 illustre, pour deux objectifs, cette méthode avec un but T fixé.

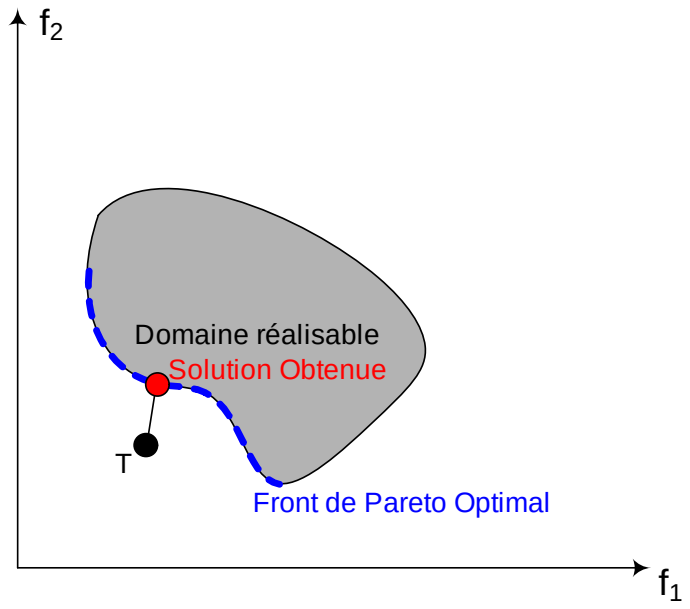


FIG. 3.9 – Méthode Goal Programming

Il apparaît clairement que selon la position de l'objectif, les zones concaves du front de Pareto peuvent être atteintes.

Cependant les mêmes critiques que pour les approches précédentes sont à formuler : choix judicieux et a priori du point objectif, et nécessité de multiples optimisations pour obtenir une approximation du front de Pareto.

3.2.2 Méthodes non-Pareto

Les approches non-Pareto sont une première tentative pour prendre en compte chaque objectif indépendamment dans le processus d'optimisation.

3.2.2.1 VEGA : Vector Evaluated Genetic Algorithm

Proposée par Schaffer en 1985 [93], VEGA est l'extension d'un algorithme génétique mono-objectif traditionnel aux problèmes multi-objectifs. Comme pour tout AG mono-objectif, les individus de la population ne peuvent être évalués que selon un seul objectif. L'influence des p objectifs du problème est introduite par le découpage de la population (n individus) en sous-populations

de taille $\frac{n}{p}$ lors de la sélection. Pour générer ces sous populations, la sélection est opérée en utilisant successivement et indépendamment chacun des p objectifs. Les sous-populations sont donc constituées des meilleurs individus au regard du critère unique utilisé. Les sous-populations sont ensuite rassemblées dans une nouvelle population de taille n et les opérateurs génétiques (mutation, croisement) sont appliqués. Ce processus est illustré figure 3.10.

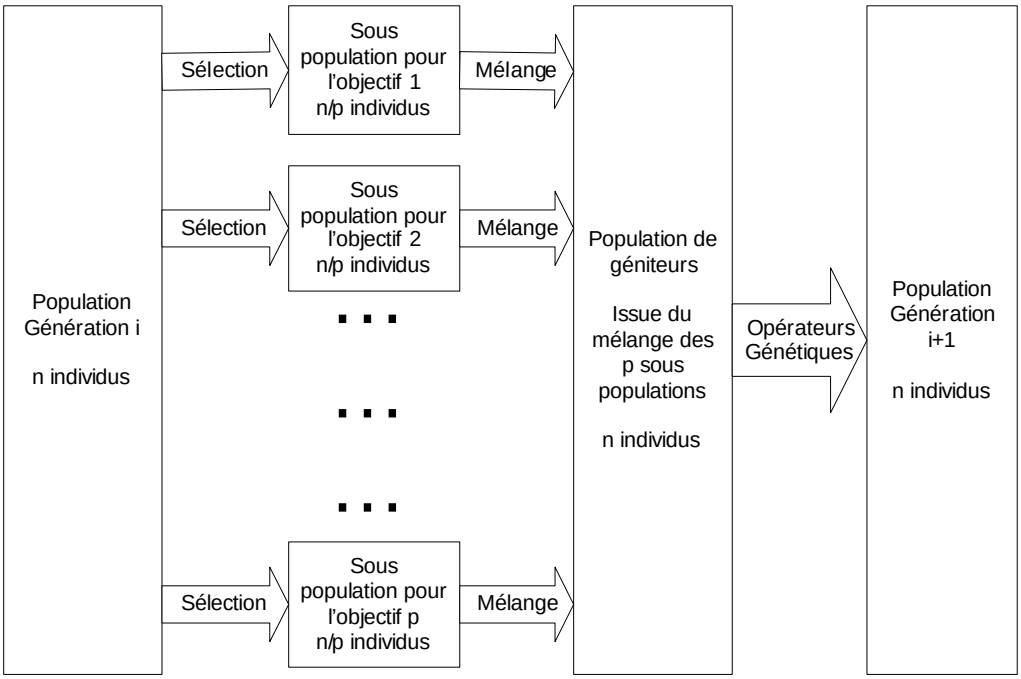


FIG. 3.10 – Algorithme VEGA

Cette approche tend à créer des sous-populations spécialisées pour un objectif, faisant ainsi apparaître des espèces, chacune étant adaptée à un objectif. Ce biais est contraire à l'objectif d'une optimisation multi-objectifs qui cherche à établir les meilleurs compromis entre les différents objectifs.

Cette méthode a cependant été souvent utilisée car elle est simple à mettre en oeuvre. De nombreuses variantes et améliorations y ont été apportées par la suite.

3.2.2.2 Méthode lexicographique

Cette approche nécessite que le concepteur classe les différents objectifs suivant leur ordre de priorité, de f_1 à f_m. Une optimisation en cascade est ensuite opérée (fig 3.11) : le problème est optimisé au regard de l'objectif f_1. La solution optimale x_1^* ainsi que sa valeur d'adaptation $f_1^* = f_1(x_1^*)$ sont

sauvegardées. S'il existe plusieurs solutions ayant la même valeur d'adaptation, f_1^*, alors la procédure est exécutée à nouveau pour l'objectif f_2, avec une contrainte supplémentaire $f_1(x) = f_1^*$, et ainsi de suite jusqu'à n'obtenir qu'une solution, comme illustré à gauche de la figure fig 3.11. Celle-ci est alors considérée comme solution optimale pour le problème.

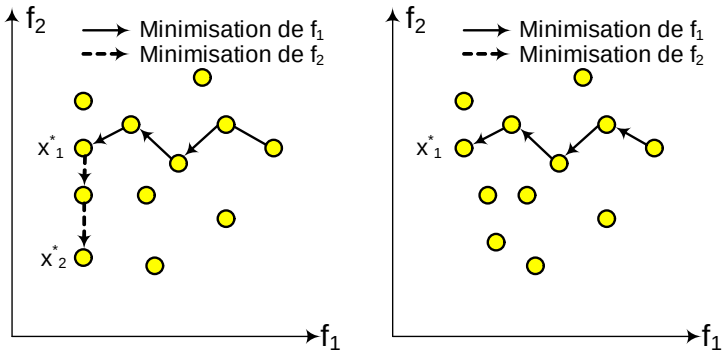


FIG. 3.11 – Méthode lexicographique pour 2 objectifs

Le problème évident de cette approche est que rien ne garantit que tous les objectifs soient considérés lors de l'optimisation, comme c'est le cas dans la partie droite de la figure 3.11. Les objectifs classés en premier ont donc un très fort impact sur le résultat de l'optimisation. La critique formulée à propos de la méthode VEGA est donc valable ici également : il y a un grand risque de spécialisation des solutions.

3.2.2.3 Reproduction sexuée

Cette approche, proposée en 1992 par Allenson [3], est basée sur l'utilisation d'une population où chaque individu est sexué : Mâle ou Femelle, dans le cas de deux objectifs, mais peut être étendu en cas d'objectifs plus nombreux. Chaque individu est évalué par une fonction mono-objectif dépendante de son sexe : un mâle est évalué par une fonction objectif de type mâle.

Cette approche est généralement combinée avec l'utilisation d'un AG. Dans ce cas, l'attribution du sexe à un individu est aléatoire au début de la procédure. Par la suite, après croisement, l'individu adoptera le sexe du parent dont il a le plus de gènes. Cela permet un mélange des sous populations sexuées. La mutation est limitée pour interdire un changement de sexe. Les enfants remplacent les plus mauvais parents ayant le même genre qu'eux. La sélection est modifiée en utilisant des attracteurs sexuels selon le principe

"Qui se ressemble, s'assemble" : des individus ayant des scores très éloignés ne seront pas sélectionnés pour être croisés. Cela permet aux individus à faible score d'être croisés entre eux et ainsi de préserver de la diversité dans les sous-populations.

La même critique que pour les autres méthodes non Pareto peut être formulée : la reproduction sexuée a tendance à générer des solutions spécialisées pour chacun des objectifs et les solutions "compromis" sont éliminées.

3.2.3 Méthodes Pareto

Les méthodes Pareto utilisent directement la notion de domination introduite en section 3.1.1 pour traiter simultanément et indépendamment tous les objectifs d'un problème. Cette méthode a été initialement introduite par Goldberg [45] qui propose l'utilisation de la domination dans le processus de sélection des Algorithmes Génétiques.

Les méthodes Pareto sont principalement couplées avec l'utilisation d'algorithmes évolutionnaires qui permettent de travailler sur des populations d'individus. Un rappel des principes et de la terminologie des algorithmes évolutionnaires est proposé en annexe A. En combinant domination et population, les méthodes Pareto permettent d'obtenir le front de Pareto en une seule exécution, et ce même lorsque le front contient des parties concaves. Les méthodes Pareto ont deux objectifs illustrés en figure 3.12 :

1. Converger vers le front de Pareto optimal.
2. Maintenir la diversité sur le front de Pareto.

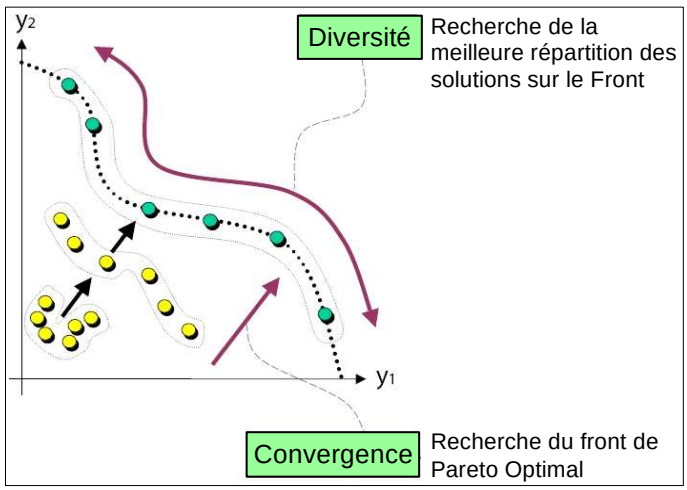


FIG. 3.12 – Méthodes Pareto : convergence et diversité

3.2.3.1 Convergence vers le front de Pareto optimal

Les méthodes Pareto sont en majorité utilisées au sein d'algorithmes génétiques. La convergence vers le front optimal est donc assurée par les opérateurs génétiques classiques : sélection, mutation, croisement et remplacement. Mutation et croisement agissent sur le génotype et leurs expressions ne dépendent que de la manière dont est codé le problème. Ils ne se différencient pas des opérateurs utilisés dans un AG mono-objectif. En revanche, l'aspect multi-objectifs est traité par la phase de sélection : elle ne s'opère plus sur la base des scores bruts d'évaluation mais sur la base du rang de l'individu au sein d'un classement de la population. Ce dernier est obtenu en appliquant le principe de domination aux solutions de la population. Pour des raisons de fidélité aux définitions et notions originales, quelques anglicismes seront utilisés. Leur traduction en langue française estomperait une partie importante des notions sous-jacentes. Cette procédure de classement est donc généralement appelée ranking. La sélection des meilleurs individus d'après leur rang amènera à la convergence. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour établir ce classement :

- Fronts d'individus non dominés : cette méthode a été proposée par Goldberg [45] et implémentée par Srinivas et Deb dans NSGA et NSGAII [102] et détaillé en annexe B. Toute la population est évaluée d'après le critère de non domination. On attribue le rang 1 à tous les individus non dominés de la population. Ils sont ensuite retirés et la procédure est répétée pour la population restante en attribuant le rang 2 aux individus non dominés ; et ainsi de suite jusqu'à ce que tous les individus se soient vus attribuer un rang.

- Classement individuel : cette méthode a été proposée par Fonseca et Flemming [42, 43] pour leur algorithme MOGA. Le rang d'un individu de la population est le nombre d'individus par qui il est dominé plus un. Ainsi, un individu non dominé aura un rang 1. Le rang des individus non dominés sera donc le même que dans la méthode par fronts. En revanche, pour les individus dominés, le rang par le classement individuel sera beaucoup plus mauvais que par la méthode des fronts, impliquant une pression de sélection beaucoup plus forte, qui risque d'induire une convergence précoce.

3.2.3.2 Maintien de la diversité

Maintenir la diversité est primordial pour obtenir l'intégralité du front de Pareto : il doit donc y avoir une bonne répartition des individus de la population sur ce front, afin que toute sa surface soit couverte. Les opérations de maintien de la diversité peuvent être réalisées avant la sélection et le ranking, en modifiant le score de l'individu avant classement. Les mêmes techniques que pour les AG traditionnels peuvent être utilisées : sharing, crowding, ré-initialisation...

Le maintien de la diversité peut aussi être réalisé pendant la sélection comme dans NSGAII : lors d'un tournoi, si les deux individus sélectionnés sont de même rang alors l'individu vainqueur est celui ayant la distance à son plus proche voisin la plus grande.

Ces deux objectifs pour les méthodes Pareto ont conduit au développement de nombreux algorithmes d'optimisation multi-objectifs, qui peuvent être classés selon leur degré d'élitisme, donc de compétition entre populations parents et enfants. Les algorithmes les plus connus sont présentés en annexe B : SPEA, SPEAII, PAES, PESA, NSGA ou encore NSGAII. Seul NSGAII sera présenté ici car c'est l'algorithme utilisé dans la méthode de conception optimale d'instruments chirurgicaux mini-invasifs proposée. Il est très populaire et son efficacité a été prouvée sur des exemples réels d'ingénierie.

3.2.3.3 Non Dominated Sorting Genetic Algorithm II - NSGAII

Proposé par Deb [28, 30, 31] en 2000, c'est une évolution de l'algorithme NSGA pour répondre aux critiques formulées sur ce dernier : non-élitisme, complexité et utilisation du sharing qui nécessite de fixer des paramètres supplémentaires. Par rapport à NSGA, NSGAII utilise un opérateur de sélection qui permet le ranking et le maintien de diversité : il utilise une distance de crowding sur l'espace des objectifs.

L'algorithme utilise la notion de distance de "crowding" et de sélection basée sur cette distance. Ces deux concepts sont introduits avant de décrire le fonctionnement général de NSGAII.

La distance de crowding permet d'évaluer la densité du front autour d'un individu considéré, noté i. Cette distance d_i se calcule d'après le périmètre de l'hypercube, dans l'espace des objectifs, ayant pour sommet les individus les plus proches de i, comme illustré figure 3.13.

La distance est calculée en triant successivement les individus de la population suivant chacun des objectifs, dans l'ordre ascendant. La distance

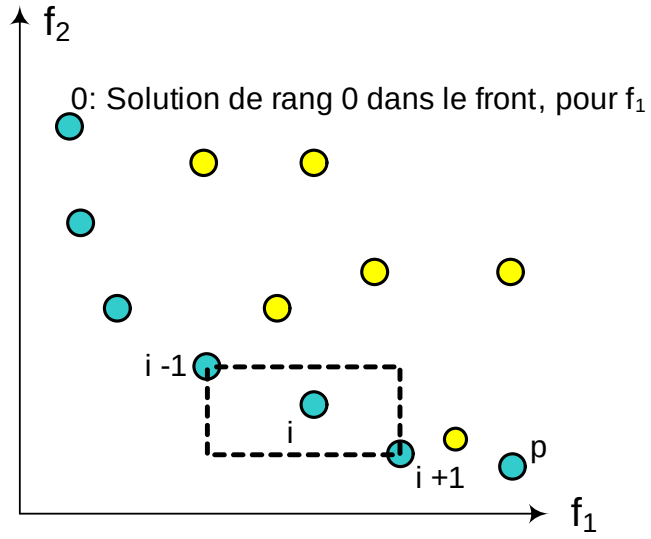


FIG. 3.13 – Distance de crowding pour NSGAII

correspondant au point i est augmentée de la distance séparant les scores associés aux individus $i+1$ et $i-1$, pour l'objectif considéré.

L'opérateur de comparaison "$\prec_n$" utilisé dans NSGAII est basé sur l'utilisation de la non domination et de cette distance de crowding, suivant le principe suivant : un individu "i" domine un individu "j" si "i" appartient à un front de rang inférieur à celui de "j" ou, dans le cas où les rangs sont égaux, "i" a une distance de crowding plus grande que "j". En d'autres termes, on préfère une solution dominante, et dans le cas de solutions non-dominées, on préfère la solution placée dans une zone du front moins peuplée. Cela se traduit également comme suit :

Soit 2 individus i et j appartenant aux fronts de rang $rang_i$ et $rang_j$ et ayant respectivement comme crowding distance $dist_i$ et $dist_j$.

$$i \prec_n j \;\; si \;\; rang_i < rang_j \;\; ou \;\; (rang_i = rang_j \; et \; dist_i > dist_j)$$

La figure 3.14 illustre les mécanismes de l'algorithme NSGAII : la population P_t, de taille n, correspond à la population parent de la génération t.

Une solution enfant Q_t, de taille n, est générée à partir de P_t en appliquant les opérateurs de sélection (tournoi binaire utilisant la non domination et la distance de crowding), mutation et croisement. Ces deux populations sont ensuite fusionnées dans une population R_t, de taille $2n$, qui est triée en utilisant un ranking basé sur la non domination : des fronts d'individus non dominés sont générés et le rang des individus est le numéro du front auquel ils

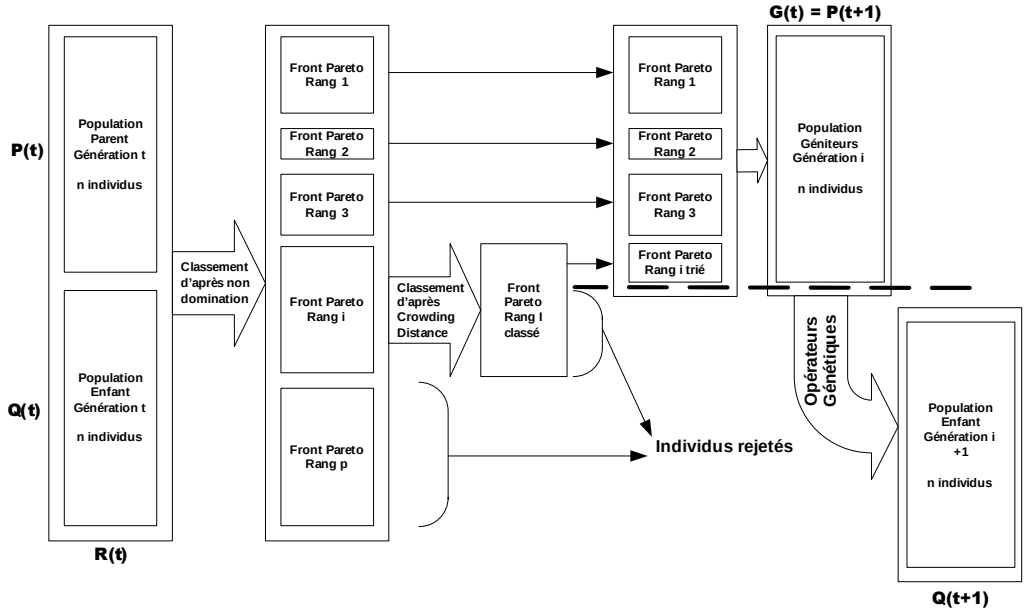


FIG. 3.14 – Principe de l'algorithme NSGAII

appartiennent. Pour se ramener à une population de taille n, il faut sélectionner des individus parmi ces fronts. La procédure est la suivante : les individus appartenant aux fronts de niveau les plus bas sont transférés en premier dans ce qui sera la population P_{t+1}, utilisée comme géniteurs et parents. Lorsque le front à transférer dans cette population contient plus d'individus que de places disponibles dans P_{t+1}, le front considéré est trié d'après la distance de crowding. Les solutions ayant la distance la plus grande (donc étant dans une zone de faible densité) obtiennent un meilleur score et sont transférées dans P_{t+1}. Lorsque P_{t+1} est complète, Q_{t+1} est générée par application des opérateurs génétiques.

La fusion des populations parent et enfant, ainsi que le processus de sélection par tournoi assure l'élitisme de cet algorithme. Le maintien de la diversité est assuré par l'intégration de la distance de crowding dans l'opérateur de comparaison et dans la réduction de la population.

Deb compare NSGAII à PAES ET SPEA et NSGAII obtient de meilleurs résultats pour tous les exemples de ces cas tests ; performances qui font de NSGAII l'algorithme le plus utilisé à ce jour.

3.2.4 Conclusion sur les méthodes multi-objectifs

Les trois approches possibles pour réaliser une optimisation multi-objectifs sont résumées en figure 3.15.

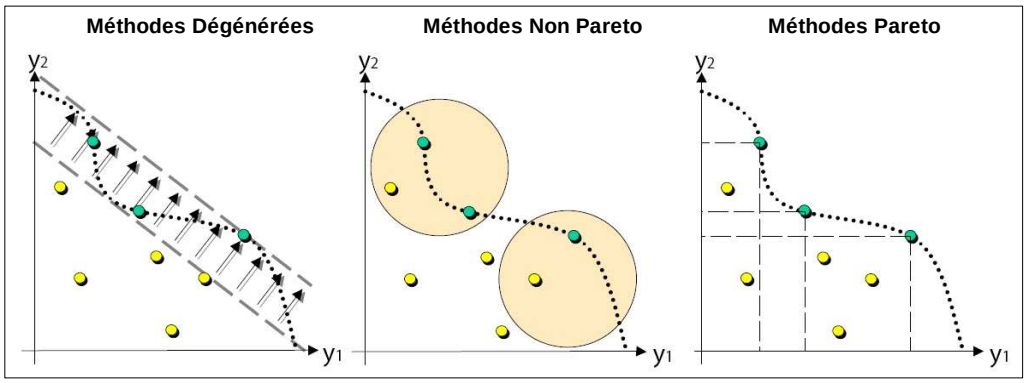


FIG. 3.15 – Les trois techniques d'optimisation multi-objectifs

De toutes les techniques évoquées, il apparaît que seules les méthodes Pareto prennent en compte correctement et réellement la problématique multi-objectifs. Au sein même des méthodes Pareto, les méthodes élitistes ont montré leur supériorité en terme de vitesse de convergence et de diversité sur le front de Pareto optimal.

Le choix d'une méthode d'optimisation multi-objectifs semble donc se réduire au choix d'un l'algorithme génétique basé sur une méthode Pareto élitiste. Les algorithmes évoqués en annexe B correspondant à ce critère (SPEA, PAES, NSGAII, PESA, PESAII et SPEAII) ne sont pas les seuls : ce domaine de recherche est très actif et prolifique. La supériorité d'un algorithme par rapport aux autres semble difficile à évaluer, chacun ayant des avantages et des inconvénients, et étant plus ou moins adapté à la forme du front de Pareto qui, par définition, est inconnue avant une optimisation. Le choix d'un algorithme à mettre en oeuvre est donc chose délicate. Notre choix portera sur l'utilisation de NSGAII, en raison de sa popularité et de son efficacité prouvée lors d'utilisation sur des exemples concrets d'ingénierie.

3.3 Adaptation de NSGAII pour l'optimisation d'instruments mini-invasifs

Plusieurs librairies C/C++ d'algorithmes génétiques sont disponibles. Les plus populaires sont GALib(Genetic Algorithm Library) et EO(Evolving objects). GALib est plus ancienne et plus limitée qu'EO. Elle est cependant

beaucoup plus simple à mettre en oeuvre. Elle a été utilisée dans un premier temps pour valider le codage des individus et tester la pertinence de la méthode d'agrégation des objectifs illustrée en section 3.2.1.1.

Cependant, face aux limitations de GALib, l'optimisation multi-objectifs Pareto a été réalisée en utilisant la librairie EO, sur laquelle un important travail de développement a été nécessaire pour mettre en oeuvre NSGAII.

L'algorithme NSGAII n'est cependant que le moteur de l'optimisation. Il est nécessaire de l'adapter au problème considéré : l'optimisation de la cinématique d'un instrument robotisé pour la chirurgie mini-invasive.

3.3.1 Paramètres d'optimisation

Les instruments sont considérés comme une chaîne série de modules issus de la conception modulaire proposée en section 2 et illustrés en figure 3.16 pour un instrument aléatoire.

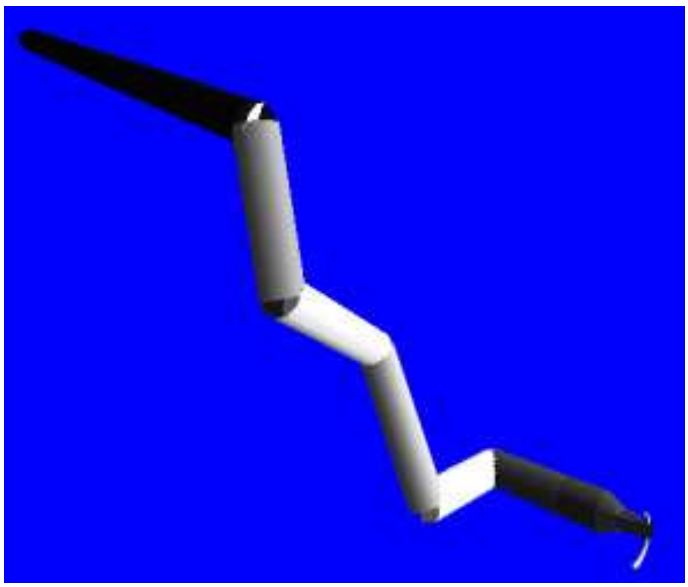


FIG. 3.16 – Illustration d'un instrument quelconque

Bien qu'un très grand nombre d'instruments puissent être élaborés en combinant les différents modules, seules certaines cinématiques sont capables de réaliser le geste chirurgical considéré. Celles-ci sont cependant quasiment impossibles à déterminer a priori, tant le geste et l'environnement sont complexes. Il est donc nécessaire d'optimiser la séquence des modules constituant l'instrument pour trouver les cinématiques adaptées.

Les paramètres d'optimisation des instruments peuvent alors être définis comme :

- Le nombre de modules de l'instrument
- La longueur de chacun des modules
- Le type de chacun des modules, donc la direction des axes de rotation, à choisir dans la base de données établie d'après la conception mécanique du Chapitre 2 et résumée en table 2.2.

3.3.2 Codage des instruments

Cette conception modulaire en chaîne série est parfaitement adaptée au codage de l'instrument en un chromosome : chaque gène du chromosome correspond à un module de l'instrument.

Chaque module étant défini par une longueur et un type, le gène associé doit reproduire cette particularité. Ceci est réalisé en définissant un gène comme une paire <longueur ; type>. Le codage en génotype est traduit en C++ en utilisant les objets Vector et Pair de la STL (Standard Template Library).

L'instrument illustré en figure 3.16 est constitué de 6 modules d'actionnement agencés en chaîne série illustrée en figure 3.17

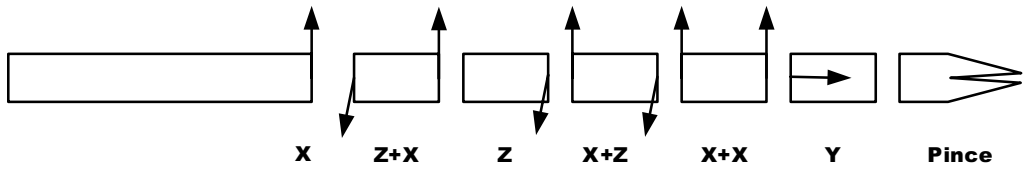


FIG. 3.17 – Composition de l'instrument illustré figure 3.16

Cet instrument peut être codé dans le chromosome suivant :
$< 50,0 \ ; \ 3 >< 36,0 \ ; \ 6 >< 37,0 \ ; \ 1 >< 42,0 \ ; \ 5 >< 26,0 \ ; \ 4 >< 24,0 \ ; \ 2 >$

Le génotype ainsi obtenu est transmis à la fonction d'évaluation qui simule son comportement lors de la procédure chirurgicale et le note d'après son adaptation à la tâche considérée.

3.3.3 Opérateurs génétiques

Les opérateurs génétiques classiques, détaillés en annexe A, peuvent être utilisés avec ce codage, moyennant quelques adaptations. Les opérateurs mis en place sont :

- Sélection par tournoi binaire. La supériorité est déterminée en utilisant la non domination avec contraintes et la distance de crowding : 2 individus sont tirés aléatoirement pour former le tournoi. L'individu dominant est alors sélectionné et retourné pour subir croisement et mutation.
- Croisement réel à un point : les parents transmettent des modules complets aux enfants, donc à la fois leur type et leur longueur, comme illustré en figure 3.18. Les deux méthodes d'application des opérateurs de croisement et de mutation ont été testées (application séquentielle ou proportionnelle).

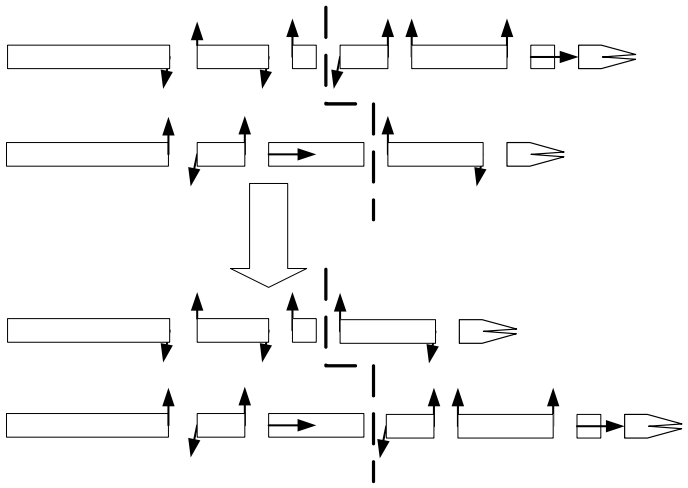


FIG. 3.18 – Croisement à un point pour le codage utilisé

- Mutation réelle homogène : les paramètres d'un bloc sont modifiés aléatoirement, en suivant une loi uniforme sur les espaces des paramètres respectifs, comme illustré en figure 3.19.

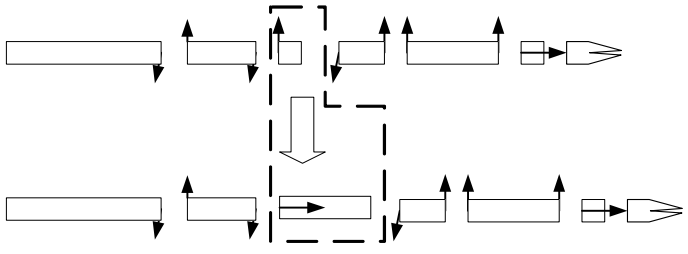


FIG. 3.19 – Mutation pour le codage utilisé

- Mutation générative qui ajoute un module à l'instrument, et l'initialise aléatoirement, en suivant une loi uniforme.

- Mutation destructrice qui supprime un module aléatoirement.
- Remplacement, imposé par NSGAII, de type Fusion-Réduction avec sélection des meilleurs individus de la population parents+enfants.

L'application de ces opérateurs génétiques sur les individus de la population génère de nouveaux instruments dont l'adaptation à la tâche considérée doit être évaluée.

3.3.4 Nécessité de simulations réalistes pour l'évaluation

Le processus d'optimisation mis en place a pour but de concevoir un instrument chirurgical mini-invasif robotisé capable de réaliser le geste d'anastomose d'un pontage coronarien. Le chapitre 1 illustre bien la complexité de ce geste et les contraintes fortes impliquées par l'environnement d'utilisation de l'instrument. Dans ce cadre, seuls des mécanismes redondants peuvent accroître de manière significative les capacité de mouvement et de réalisation de gestes chirurgicaux des instruments.

Ces derniers, dans le contexte chirurgical, doivent être télé-opérés par un chirurgien, donc commandés et asservis. La commande de l'instrument et de ses mouvements internes, ses déplacements pendant la réalisation du geste, et donc ses caractéristiques locales sont aussi importants si ce n'est plus que l'évaluation de ses caractéristiques globales (espace de travail, manipulabilité moyenne...). Il est donc nécessaire de pouvoir évaluer les capacités d'un instrument à évoluer correctement dans cet environnement complexe.

Ces deux points justifient que l'évaluation des instruments candidats lors du processus d'optimisation soit effectuée par une simulation réaliste de celui-ci, incluant l'environnement thoracique, les modèles du geste chirurgical et la commande de l'instrument.

L'inconvénient majeur de l'utilisation de simulations en tant qu'évaluation est leur temps d'exécution, bien que celui-ci dépende fortement de la puissance de calcul disponible. En effet, les algorithmes évolutionnaires nécessitent de nombreuses générations pour converger. Plus la simulation sera longue, plus le temps nécessaire pour converger sera important.

Plusieurs solutions sont envisageables pour pallier ce problème : Chocron [18] assujettit l'utilisation d'une évaluation complète des mécanismes par une simulation à l'obtention de scores minimaux pour quelques configurations particulières. Cette technique multi-niveaux lui permet donc de limiter l'emploi des simulations aux seuls mécanismes potentiellement intéressants. Chapelle [15] propose de remplacer la simulation par une fonction analytique

obtenue par programmation génétique. Cette fonction étant beaucoup plus rapide à évaluer, les temps de convergence sont très nettement diminués. Une autre solution serait d'utiliser un réseau de neurones pour remplacer la simulation [59,60]. Dans ces deux derniers cas, il s'agit de remplacer la simulation par une approximation de celle-ci. Efficace en termes de calcul lorsque de nombreuses optimisations doivent être réalisées, ces méthodes restreignent les avantages de l'utilisation de simulations puisque le résultat obtenu est une approximation de celle-ci : ces techniques ont un effet moyenneur sur les valeurs qu'ils retournent.

Une autre technique envisagée pour accélérer le processus est l'évaluation parallèle basée sur un schéma Maître-Esclave, illustrée sur le schéma 3.20 Cette technique nécessite l'utilisation de plusieurs machines : une machine maître qui supervise les évaluations et applique les opérateurs génétiques et des machines esclaves qui réalisent les évaluations et retournent les scores à la machine maître. Cette technique a été implémentée pour la librairie EO sous le nom de ParadisEO par Cahon [11]. Elle permet, en parallélisant les évaluations de conserver leur atout principal qu'est le réalisme de l'évaluation, tout en réduisant drastiquement le temps de calcul (à condition évidemment de disposer de nombreuses machines...).

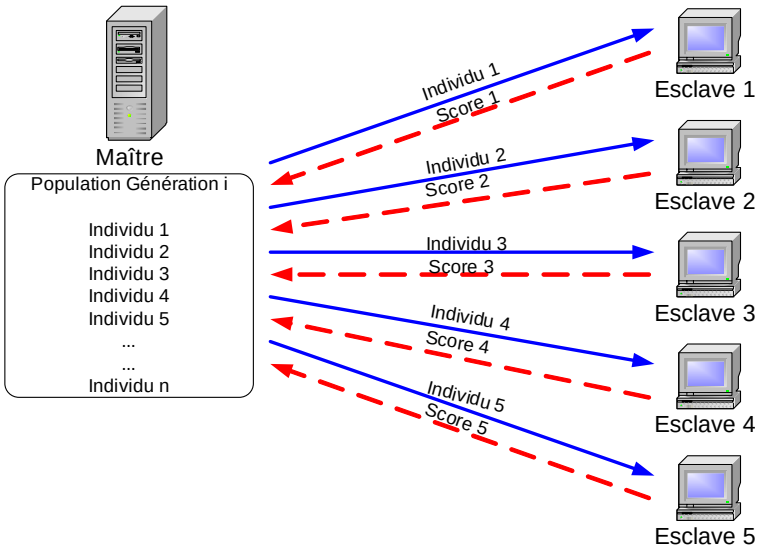
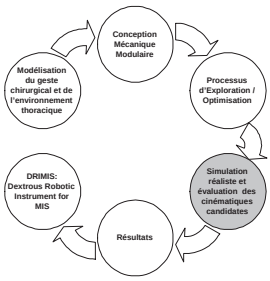


FIG. 3.20 – Principe de l'évaluation parallèle

C'est cette technique qui a été mise en place pour la conception optimale des instruments chirurgicaux. Malgré cela, les temps de calcul restent longs (plusieurs jours) et l'utilisation d'une technique multi-niveaux ou d'approximation des simulations pourrait être envisagée.



Chapitre 4

Évaluation - Quantification des performances

Le geste chirurgical à reproduire étant très complexe, l'espace libre très restreint et le comportement de l'instrument redondant totalement dépendant de sa commande, l'évaluation, pour être fidèle et réaliste, ne peut être réalisée que par une simulation de la procédure chirurgicale. Celle-ci, pour justifier son existence, se doit d'être hautement réaliste. Cela signifie inclure des modèles 3D de la cage thoracique et de ses organes (coeur et poumons), ainsi qu'une modélisation fidèle du geste chirurgical, incluant des données de position et d'orientation de l'aiguille ainsi que des données d'efforts à générer pour réaliser le geste.

Cette simulation doit également prendre en compte la loi de commande utilisée pour piloter les articulations de l'instrument chirurgical robotisé, puisque de celle-ci dépend le comportement du mécanisme et sa position dans la cage thoracique.

Enfin, la simulation doit permettre d'évaluer les instruments vis-à-vis de plusieurs critères de performance locaux, dont en particulier la capacité à réaliser le geste chirurgical ou encore la capacité à éviter les organes.

4.1 Modélisation de la scène chirurgicale

La procédure étant le pontage coronarien, la simulation réaliste doit inclure la cage thoracique et ses organes ainsi que la modélisation du geste à reproduire.

4.1.1 Modélisation de la cage thoracique

La scène graphique utilisée dans la simulation du geste chirurgical utilise les modèles 3D de la cage thoracique, des poumons et du coeur, comme illustré en figure 4.1.

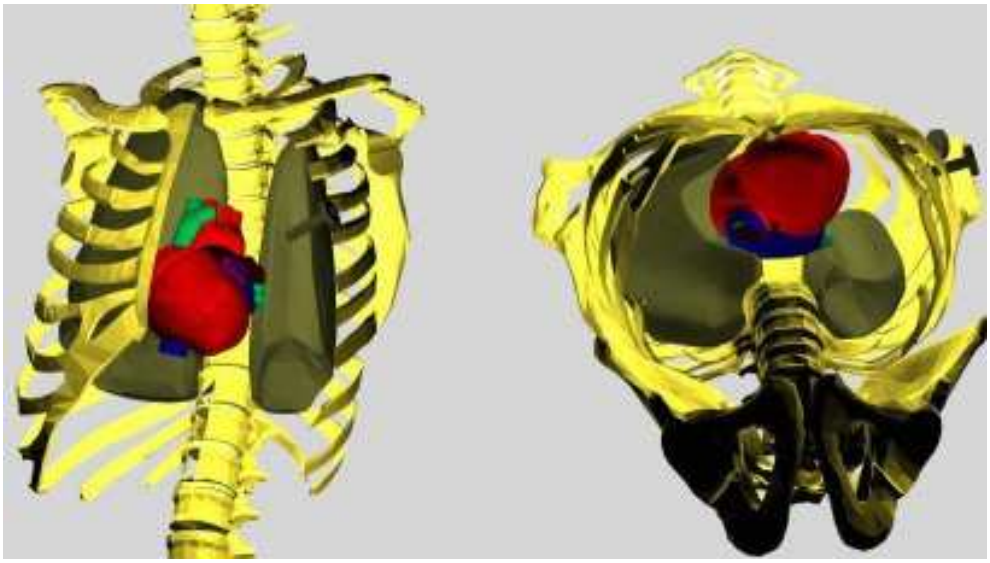


FIG. 4.1 – Modélisation 3D de la cage thoracique

Les modèles 3D sont issus de deux sources : le squelette et la cage thoracique ont été réalisés dans le cadre d'un contrat entre la Direction Générale de l'Armement et le Centre de Robotique Intégrée d'Ile de France. Les modèles sont issus du travail d'un infographiste guidé par un chirurgien de médecine d'urgence de l'armée. Le coeur et les poumons proviennent de la société Viewpoint, spécialisée dans la création de modèles 3D. Les organes internes ont été placés d'après les données du projet Visible Human et la modélisation 3D qui en a été réalisée par l'EPFL (http ://visiblehuman.epfl.ch/login.php). La scène complète a été validée par le Dr Nicolas Bonnet, chirurgien cardiaque à l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière à Paris.
La simulation doit également inclure la modélisation du geste chirurgical réalisée au chapitre 1 qui servira de trajectoire à reproduire par les instruments.

4.1.2 Trajectoire et efforts d'interaction

La trajectoire et les efforts d'interaction utilisés dans cette simulation sont issus de la modélisation du geste chirurgical réalisée au chapitre 1. Dans un souci de limitation de temps de calcul, la trajectoire est composée de 9

points de suture répartis sur le périmètre de l'incision, au lieu des 16 pratiqués réellement. Elle est illustrée en figure 4.2.

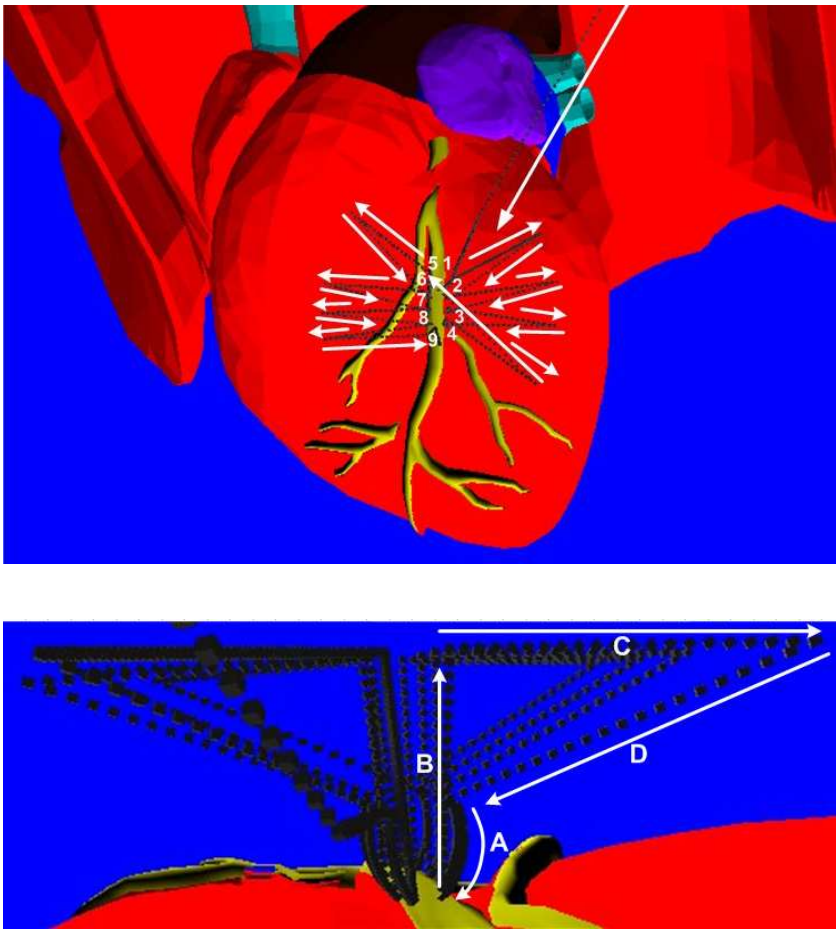


FIG. 4.2 – Modélisation de la trajectoire

On y perçoit une première phase de translation rectiligne correspondant à l'insertion de l'instrument dans le trocart, puis une phase d'approche du premier point de suture, rectiligne également. Les 9 points de suture sont constitués de 4 phases :

- Phase A : Perforation de la coronaire par la combinaison d'une rotation de l'aiguille de 90° et d'une translation pour maintenir la perforation normale à la surface du vaisseau. Les efforts de perforation sont appliqués sur la trajectoire.
- Phase B : L'aiguille est relâchée par la pince droite et saisie par la pince gauche qui la remonte. La pince droite remonte et subit une rotation

pour saisir de nouveau l'aiguille avec une orientation qui permettra de l'insérer au point suivant.
- Phase C : La pince droite saisit l'aiguille et tire sur le fil, éventuellement à plusieurs reprises, en effectuant une trajectoire rectiligne à orientation constante, afin de serrer le point de suture qui vient d'être réalisé. Les efforts de tension du fil sont exercés sur la pince.
- Phase D : La pince se ré-oriente en rejoignant par une trajectoire rectiligne le point de perforation suivant. Elle arrive positionnée, prête à être insérée suivant une phase A.

Les phases A, B et C se font dans un plan normal au périmètre de l'incision alors que la phase D est réalisée hors de ce plan.

La tâche ainsi modélisée contient donc des informations de position et orientation de l'aiguille mais aussi de forces à générer au point considéré. Elle constitue un tâche générique du geste chirurgical à reproduire. Elle est par ailleurs discrétisée pour être utilisée au sein de la commande de l'instrument.

4.2 Commande de l'instrument pour la simulation

La simulation réaliste développée doit reproduire le plus fidèlement possible le comportement des instruments chirurgicaux afin que ceux-ci puissent être évalués. Compte tenu de leur aspect modulaire et des limitations des instruments ne disposant que d'un poignet intra-corporel (ayant donc 6 ddl au total), la quasi totalité des instruments simulés seront cinématiquement redondants. Cette redondance cinématique permet d'améliorer les capacités du manipulateur : au delà de la simple augmentation du volume de travail, la redondance cinématique permet d'utiliser les mouvements internes du mécanisme pour réaliser des tâches secondaires, telles que l'optimisation de la manipulabilité ou l'évitement des obstacles.

Ainsi pour atteindre une position donnée, un instrument redondant peut prendre une infinité de configurations différentes, qui influencent ses performances. Ces configurations étant dépendantes de la loi de commande utilisée, cette dernière doit nécessairement être incluse dans la simulation réaliste pour refléter les capacités réelles de l'instrument.

La commande de robots redondants fait l'objet de recherches approfondies depuis longtemps. Plusieurs approches ont été proposées : commande cinématique, commande cinématique avec prédiction par modèle dynamique, commande purement dynamique [63,64] et plus récemment commande basée

sur les techniques multi-agents [6, 44, 84]. Concernant la simulation du geste chirurgical, l'ordre de grandeur des efforts de contact, les faibles masses, inerties et vitesses de déplacement de l'instrument ne justifient pas l'utilisation d'une commande dynamique. L'approche multi-agents, bien qu'élégante, ne garantit pas que le comportement obtenu soit reproductible.

La commande mise en place sera donc une commande cinématique pour manipulateurs redondants, basée sur un modèle différentiel inverse : pour valider les conditions de petits déplacements, la trajectoire à reproduire est discrétisée et interpolée. On cherche alors à calculer, à partir de la configuration articulaire courante q, la variation articulaire dq à commander pour satisfaire le déplacement cartésien dX permettant d'atteindre le point suivant de la trajectoire.

La méthodologie proposée nécessite l'évaluation successive de nombreux manipulateurs aux cinématiques différentes et non connues d'avance. Le calcul analytique du modèle cinématique inverse ou du modèle différentiel inverse de ces mécanismes n'est donc pas envisageable. Le calcul numérique du modèle différentiel inverse sera donc utilisé. Il repose sur le calcul de l'inverse de la jacobienne.

Dans la suite de ce chapitre, on notera m le degré de l'espace des tâches, et n le nombre de degrés de liberté du manipulateur. Dans le cas d'un manipulateur série ni redondant ni contraint cinématiquement ($m = n$), la jacobienne est carrée. Lorsque cette matrice est non singulière, le modèle différentiel inverse est donné par :

$$dq = J^{-1}\, dX$$

Lorsque le robot est redondant devant la tâche à réaliser ($n > m$), la jacobienne est rectangulaire et ne peut plus être inversée directement. Il existe donc une infinité de solutions dq permettant de générer le dX désiré.

Pour contourner le problème de l'inversion de la jacobienne, il est possible d'utiliser une commande en J^t : $dq = J^t\, dX$. Cette méthode est basée sur le principe des travaux virtuels : le déplacement à réaliser dX est assimilé à une force agissant sur l'effecteur et dans la direction du mouvement désiré. Bien que convergente et ayant une erreur bornée [96], cette méthode génère une solution non exacte et doit être itérée pour obtenir le déplacement désiré. Elle devient alors longue à calculer. De plus, les vitesses articulaires générées étant proportionnelles aux couples articulaires virtuels, les axes éloignés de l'effecteur sont majoritairement sollicités. Cette solution semble donc davantage adaptée à la commande temps réel d'un mécanisme qu'à sa simulation.

L'autre solution couramment utilisée est la pseudoinverse de Moore-Penrose J^+. Elle pose néanmoins des problèmes d'homogénéité comme cela sera mon-

tré dans les paragraphes suivants. Elle est définie pour un robot redondant comme :

$$J^+ = J^t(JJ^t)^{-1}$$

La solution particulière obtenue correspond à une minimisation au sens des moindres carrés des variations articulaires dq.

Cette méthode de calcul est donc attrayante puisque simple à mettre en oeuvre et donnant une solution minimale en termes de déplacements articulaires. Cependant, à proximité des singularités, la jacobienne est mal conditionnée et les vitesses articulaires obtenues par cette méthode de résolution peuvent alors tendre vers l'infini [73], comme illustré en figure 4.3.

Pour résoudre ce problème, la méthode des moindres carrés pondérés a été proposée simultanément par Nakamura [80] et par Wampler [108] : la pseudo inverse est calculée comme

$$J^* = J^t(JJ^t + \lambda^2 I)^{-1}$$

Cette nouvelle formulation, notée DLS-pseudoinverse pour Damped Least Squares pseudoinverse ou SR-inverse pour Singularity Robust Inverse, permet, en présence de singularités, de générer des solutions approximatives au problème qui éloignent le manipulateur des configurations singulières ; la trajectoire n'étant plus alors suivie exactement.

La figure 4.3, illustre la norme de dq en fonction de la plus faible valeur singulière σ de la jacobienne. Lorsque σ tend vers 0, donc lorsque le manipulateur est proche d'une singularité, la vitesse tend vers l'infini lorsque la pseudo inverse traditionnelle est utilisée alors qu'elle est bornée et nulle pour $\sigma = 0$ en utilisant la DLS-pseudoinverse.

Le choix de λ influence fortement le comportement de la loi de commande : une grande valeur de λ provoque une forte approximation de la solution, et donc une erreur importante, mais est nécessaire à proximité des singularités. Plusieurs solutions ont été proposées pour réguler ce terme en fonction de la configuration courante du manipulateur [73, 80, 108]. Elles sont toutes basées sur l'ajout d'une contrainte supplémentaire sur, par exemple, la vitesse articulaire maximum ou l'erreur cartésienne admissible.

Bien que couramment utilisées, ces techniques masquent un problème important, mise en exergue par Doty, Melchiorri et Bonivento [36] : la non homogénéité des solutions obtenues.

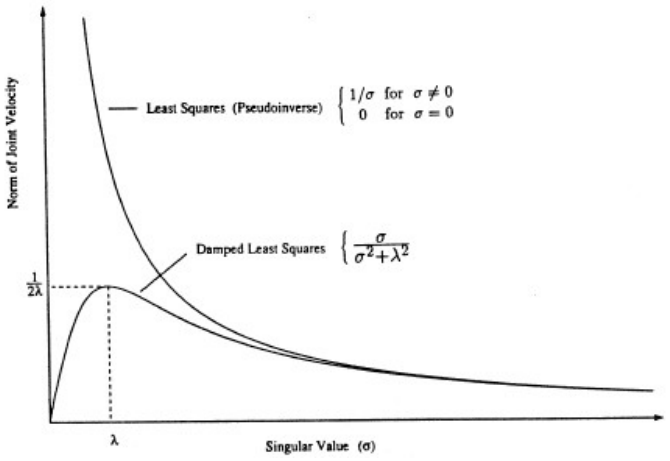


FIG. 4.3 – Principe du filtrage numérique de la pseudo inverse [108]

4.2.1 Inverses généralisées et non homogénéité

L'étude cinématique des systèmes robotiques est basée sur l'étude des vitesses linéaires et angulaires des corps. Or ces dernières ne sont pas définies par les mêmes unités puisque les vitesses linéaires sont exprimées en $\frac{longueur}{temps}$ et les vitesses angulaires en $\frac{1}{temps}$. Cette différence, ainsi que l'utilisation d'articulations rotoïdes ou prismatiques, peut engendrer des problèmes d'homogénéité des relations et équations utilisées pour définir la cinématique des manipulateurs. C'est le cas, en particulier, lors du calcul de la pseudo-inverse de la jacobienne d'un manipulateur série.

4.2.1.1 Non homogénéité de la pseudo-inverse de Moore-Penrose

La pseudoinverse de Moore-Penrose génère une solution, minimale au sens des moindres carrés, au problème général $u = Ax$. Lorsque le mécanisme est redondant ($m < n$), cette solution minimise la norme $\|x\|$. La norme d'un vecteur est basée sur le calcul d'un produit interne judicieusement choisi sur l'espace vectoriel. Le produit interne associé à la norme euclidienne est défini comme $a < \bullet > b = a^t b$.

En prenant l'exemple du vecteur des vitesses cartésiennes généralisées $\dot{X}$=$[w_x\ w_y\ w_z\ v_x\ v_y\ v_z]^t$ qui combine des vitesses angulaires $\vec{w}$ =$[w_x\ w_y\ w_z]^t$ et des vitesses linéaires $\vec{v}$=$[v_x\ v_y\ v_z]^t$, l'application du produit interne Euclidien, qui n'est pas un produit scalaire, mène à

$$\dot{X} < \bullet > \dot{X} = \vec{v}^t\vec{v} + \vec{w}^t\vec{w}$$

qui somme des termes ayant comme unités $\frac{longueur^2}{temps^2}$ et $\frac{1}{temps^2}$, et mène ainsi à

un résultant non homogène, donc non invariant et incorrect. L'application de ce même produit interne aux vecteur des vitesses articulaires $\dot{q}$=$[q_1\ q_2\ q_3\ ...\ q_m]^t$ mène à

$$\dot{q} < \bullet > \dot{q} = \sum_{i=1}^{n} \dot{q}_i \dot{q}_i$$

Si le robot considéré possède à la fois articulations rotoïdes et prismatiques, alors ce produit somme des termes n'ayant pas les mêmes unités ; le calcul effectué est alors non-homogène.

De tels calculs non physiquement homogènes induisent des résultats non-invariants pour tout changement d'unité ou de repère d'origine. La dépendance à la position du repère de calcul s'illustre analytiquement en considérant la norme euclidienne du vecteur des vitesses cartésiennes du point P pour deux origines différentes du référentiel de calcul, O_1 et O_2 :

En appliquant une formule de changement de point au calcul de la norme du vecteur des vitesses cartésiennes, il apparaît que ces deux normes ne sont, sauf exception, pas égales. La norme euclidienne appliquée à cet espace vectoriel n'est donc ni homogène ni invariante vis-à-vis d'un changement de référentiel de calcul.

La non-invariance vis-à-vis d'un changement d'unité est illustrée sur un exemple : prenons le cas d'un robot plan RPRR illustré en figure 4.4 et qui peut représenter, dans le plan, un instrument redondant passant par un trocart et ayant des articulations distales.

Dans ce cas, le vecteur des paramètres articulaires du robot $\dot{q} = [\dot{\theta}_1\ \dot{d}\ \dot{\theta}_2\ \dot{\theta}_3]^t$ n'est pas homogène. La jacobienne de ce manipulateur plan , exprimée dans le repère de base, est :

$$J = \begin{bmatrix} -d.c_1 - a_1.c_{12} - a_2.c_{123} & -s_1 & -a_1.c_{12} - a_2.c_{123} & -a_2.c_{123} \\ -d.s_1 - a_1.s_{12} - a_2.s_{123} & c_1 & -a_1.s_{12} - a_2.s_{123} & -a_2.s_{123} \\ 1 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

où $a_1 = 0.3\ m$, $a_2 = 0.1\ m$ et $s_{12} = sin(\theta_1 + \theta_2)$, $c_{12} = cos(\theta_1 + \theta_2)$, $s_{123} = sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$, $c_{123} = cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$.

Si l'on cherche la vitesse articulaire $\dot{q} = J^+\dot{X}$ nécessaire pour réaliser la vitesse généralisée $\dot{X} = [0.2\ m.s^{-1},\ 0.3\ m.s^{-1},\ 0.0\ rad.s^{-1}]$ et que l'on considère la position articulaire correspondant à $\theta_1 = 0.23\ rad$, $\theta_2 = 0.1\ rad, \theta_3 = 0.0\ rad$ et $d = 1.0$m et les unités du robot en mètres, alors J^+ a pour valeur :

$$J^+ = \begin{bmatrix} -0.8124 & -0.1614 & -0.1899 \\ -0.2154 & 0.9764 & 0.0189 \\ 0.2507 & 0.0366 & 0.4928 \\ 0.5617 & 0.1248 & 0.6971 \end{bmatrix}$$

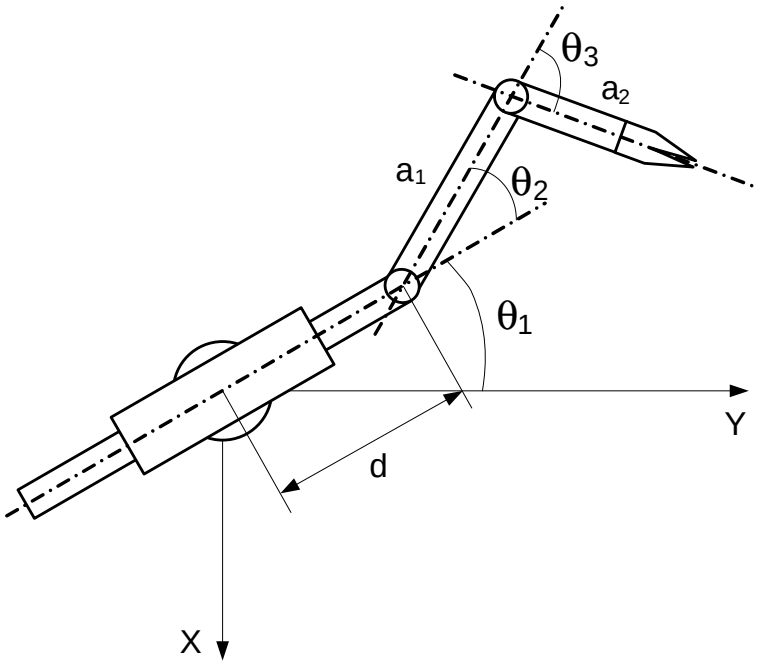


FIG. 4.4 – Robot RPRR

et les vitesses obtenues sont :

$$\dot{q} = \begin{bmatrix} -0.2109\ rad.s^{-1} \\ 0.2498\ m.s^{-1} \\ 0.0611\ rad.s^{-1} \\ 0.1498\ rad.s^{-1} \end{bmatrix} \text{ et } \dot{X}' = J\dot{q} = \begin{bmatrix} 0.2\ m.s^{-1} \\ 0.3\ m.s^{-1} \\ 0.0\ rad.s^{-1} \end{bmatrix}$$

Si maintenant on utilise le millimètre comme unité, on a $a_1 = 300\ mm$, $a_2 = 100\ mm$, $\dot{X} = [200.0\ mm.s^{-1},\ 300.0\ mm.s^{-1},\ 0.0\ rad.s^{-1}]$ et $d = 1000$ mm. Les résultats numériques obtenus sont alors pour J^+ :

$$J^+ = \begin{bmatrix} -0.0030 & 0.0096 & -0.0006 \\ -0.0007 & 0.0031 & 0.0593 \\ 0.0096 & -0.0425 & -0.3307 \\ -0.0067 & 0.0329 & 1.3313 \end{bmatrix}$$

et pour les vitesses :

$$\dot{q}' = \begin{bmatrix} 2.2914\ rad.s^{-1} \\ 0.7832\ mm.s^{-1} \\ -10.8233\ rad.s^{-1} \\ 8.5319\ rad.s^{-1} \end{bmatrix} \text{ et } V' = J\dot{q}' = \begin{bmatrix} 200.0\ mm.s^{-1} \\ 300.0\ mm.s^{-1} \\ 0.0\ rad.s^{-1} \end{bmatrix}$$

Il apparaît clairement que dans les deux cas la vitesse cartésienne désirée est obtenue, mais les vitesses articulaires nécessaires sont nettement différentes : lorsque les longueurs sont exprimées en mètres, elles sont relativement faibles et homogènes alors que lorsque les longueurs sont exprimées en mm, les vitesses sont très grandes, invalidant l'approximation linéaire faite en utilisant un modèle différentiel. Il est à noter également la prédominance des axes de rotation, en particulier les plus proches de l'effecteur.

On obtient ainsi avec l'inverse de Moore Penrose des solutions différentes sans avoir changé la nature du problème ! Le calcul effectué est donc non invariant dans un changement d'échelle et de changement de repère.

Cela est dû à la non homogénéité du produit interne utilisé pour définir la norme euclidienne, elle même à la base de la minimisation par moindres carrés réalisée dans la pseudo-inverse de Moore-Penrose. Pour obtenir des résultats invariants, il est donc nécessaire de rendre les normes utilisées, et donc leur produits internes, homogènes physiquement.

4.2.1.2 Formulations homogènes de l'inverse généralisée

Une étude approfondie de ces problèmes d'homogénéité et de leurs conséquences est menée par Doty, Melchiorri, Schwartz et Bonivento [35, 36, 94]. Deux approches sont couramment utilisées en robotique : homogénéiser les vecteurs vitesses par des matrices de normalisation ou utiliser une matrice de couplage entre les termes correspondant à une vitesse linéaire et ceux correspondant à une vitesse de rotation.

Normalisation des vecteurs : Cette solution simple et fréquente utilise des matrices de normalisation pour homogénéiser les vecteurs vitesses avec des longueur caractéristiques L_1 et L_2. On définit alors, dans le cas 3D :

$$dX_{normalise} = N_v \, dX \text{ et } dq_{normalise} = N_q \, dq$$

$$\text{avec } N_v = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/L_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/L_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/L_1 \end{bmatrix}$$

$$\text{et } N_q = \begin{bmatrix} a_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_{ii} \end{bmatrix}$$

où $a_{ii} = 1$ pour les liaisons rotoïdes et $a_{ii} = 1/L_2$ pour les prismatiques

L'inverse $J^+_{normalise}$ se calcule alors, en utilisant une inverse de Moore-Penrose ou de Gréville comme :

$$J^+_{normalise} = [N_v \; J \; N_q^{-1}]^+$$

et la solution du problème est obtenue par

$$dq \; = \; N_q^{-1} \; J^+_{normalise} \; dX$$

Le produit interne se ramène alors à une somme $\frac{1}{temps^2} + \frac{1}{temps^2}$, qui est homogène. En appliquant cette méthode au manipulateur RPRR plan précédent, on obtient les solutions suivantes :

$$\text{avec } N_v = \begin{bmatrix} 1/L_1 & 0 & 0 \\ 0 & 1/L_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{et } N_q = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1/L_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

En prenant pour L_1 la longueur maximale du bras (donc $L_1 = d_{max} + a_1 + a_2$) et pour L_2, la longueur du segment en translation (donc $L_2 = d_{max} = 1.5$ m par exemple), on obtient les résultats numériques suivants :

$$J^+_{normalise} = \begin{bmatrix} -1.5428 & -0.3100 & -0.1900 \\ -0.2728 & 1.2369 & 0.0126 \\ 0.4732 & 0.0839 & 0.4929 \\ 1.0696 & 0.2260 & 0.6970 \end{bmatrix} \quad \dot{q}_{normalise} = \begin{bmatrix} -0.2113 \\ 0.1666 \\ 0.0631 \\ 0.1483 \end{bmatrix}$$

d'où

$$\dot{q}_{metres} = \begin{bmatrix} -0.2113 \\ 0.2499 \\ 0.0631 \\ 0.1483 \end{bmatrix} \text{ et } \dot{q}_{millimetres} = \begin{bmatrix} -0.2113 \\ 249.8803 \\ 0.0631 \\ 0.1483 \end{bmatrix}$$

$$\text{avec respectivement } \dot{V}_{metres} = \begin{bmatrix} 0.2 \\ 0.3 \\ 0.0 \end{bmatrix} \text{ et } \dot{V}_{millimetres} = \begin{bmatrix} 200.0 \\ 300.0 \\ 0.0 \end{bmatrix}$$

La normalisation permet donc de s'affranchir des problèmes d'unités utilisées, mais ne permet pas de supprimer la non-invariance vis-à-vis d'un changement de référentiel et introduit une nouvelle dépendance aux longueurs de normalisation utilisées. Étudions l'influence des longueurs L_1 et L_2 sur les vitesses articulaires calculées et résumées dans le tableau 4.1.

		$\dot{q}=J^+ \dot{X}$		$\dot{X}_2=J\,\dot{q}$	
		m	mm	m	mm
Sans Normalisation		−0.2109 0.2498 0.0611 0.1498	2.2914 0.7832 −10.8233 8.5319	0.200 0.300 0.000	200.000 300.000 0.000
Avec Normalisation	L_1 , L_2	−0.2113 0.2499 0.0631 0.1483	−0.2113 249.8803 0.0631 0.1483	0.200 0.300 0.000	200.000 300.000 0.000
Avec Normalisation	10 L_1 , 10 L_2	−0.2117 0.2499 0.0646 0.1471	−0.2117 249.9153 0.0646 0.1471	0.200 0.300 0.000	200.000 300.000 0.000
Avec Normalisation	0,01 L_1, L_2	−0.2113 0.2499 0.0631 0.1483		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	0,1 L_1 , L_2	−0.2113 0.2499 0.0631 0.1483		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	10 L_1 , L_2	−0.2113 0.2499 0.0631 0.1483		0.200 0.300 0.000	

		$\dot{q}=J^{+}\,\dot{X}$		$\dot{X}_2=J\,\dot{q}$	
		m	mm	m	mm
Avec Normalisation	100 L_1 , L_2	−0.2113 0.2499 0.0631 0.1483		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	L_1 , 0,01 L_2	1.2590 0.1035 6.3326 5.0736		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	L_1 , 0,1 L_2	−0.1767 0.2464 −0.0877 0.2644		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	L_1 , 10 L_2	−0.2117 0.2499 0.0646 0.1471		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	L_1 , 100 L_2	−0.2117 0.2499 0.0646 0.1471		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	0,1 L_1 , 0,1 L_2	−0.1767 0.2464 −0.0877 0.2644		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	0,1 L_1 , 0,01 L_2	1.2590 0.1035 6.3326 5.0736		0.200 0.300 0.000	
Avec Normalisation	0,01 L_1, 0,1 L_2	−0.1767 0.2464 −0.0877 0.2644		0.200 0.300 0.000	

TAB. 4.1 – Influence des matrices de normalisation

Il apparaît clairement dans ce tableau que, pour cet exemple, seule la longueur L_2 a une influence sur les vitesses articulaires obtenues, mais que celle-ci est très importante. Ainsi du choix des longueurs utilisées pour homogénéiser le problème dépendent les vitesses articulaires calculées et par

extension le comportement du bras manipulateur.

Cette méthode de normalisation, bien que très simple et homogène, est donc fortement dépendante des longueurs caractéristiques choisies pour les matrices de normalisation. Doty a également montré que les solutions obtenues dépendent, outre les longueurs caractéristiques, du référentiel choisi pour réaliser les calculs, rendant cette méthode arbitraire et non invariante.

Utilisation d'une matrice de couplage et définition d'une inverse généralisée pondérée : Cette solution est préconisée par Doty [35, 36, 94] pour résoudre les problèmes d'homogénéité et d'inversion de matrices rectangulaires. Elle nécessite l'utilisation de matrices de couplage qui doivent être choisies judicieusement puisqu'elles représentent, pour une jacobienne, un compromis entre d'une part l'espace des efforts généralisés et des vitesses généralisées et d'autre part les vitesses linéaires et les vitesses de rotation. Elles doivent être définies positives et telles que les produits internes sur U et X :

$$U < \bullet > M_u U = \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} M_{uij}.u_i.u_j$$

$$X < \bullet > M_x X = \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} M_{xij}.x_i.x_j$$

soient homogènes. Il est préférable de prendre ces matrices telles que le produit interne, et donc la norme ainsi définie, soit invariant dans toute transformation affine et tout changement d'échelle.

Les auteurs proposent l'utilisation des matrices d'énergie cinétique, ou matrice de masse généralisée, de l'effecteur pour M_u ou du robot complet pour M_x. Ils ont en effet démontré que ces matrices remplissent toutes les propriétés pour obtenir un produit interne homogène et invariant. L'énergie cinétique K_b d'un corps est calculée, dans l'espace cartésien, comme

$$K_b = \frac{1}{2} V^t M_v V = \frac{1}{2} v < \bullet > M_v v = \frac{1}{2}(m\vec{v}^t\vec{v} + \vec{w}^t I_m \vec{w})$$

avec m la masse du corps considéré et I_m sa matrice d'inertie. La matrice d'énergie cinétique du corps M_v s'exprime alors comme $\begin{bmatrix} m\mathbb{I}_3 & \emptyset_3 \\ \emptyset_3 & I_m \end{bmatrix}$. L'énergie cinétique du robot complet est quant à elle calculée, dans l'espace articulaire, comme

$$K_r = \frac{1}{2}\dot{q}^t M_q \dot{q}^t$$

avec M_q matrice de masse généralisée du manipulateur, dont le calcul est détaillé en annexe C. L'une ou l'autre des matrices M_v et M_q est utilisée comme matrice de couplage selon qu'il s'agit d'un inverse à gauche ou à droite :

$$J^{\#} = [J^t M_v J]^{-1} J^t M_v \text{ ou } J^{\#} = M_q^{-1} J^t [J M_q^{-1} J^t]^{-1}$$

En utilisant ces matrices de couplage, le calcul de l'inverse pondérée généralisée est homogène, invariant et a pour effet de minimiser l'énergie cinétique totale du manipulateur. La solution particulière du problème de résolution du modèle différentiel inverse est alors donnée, en utilisant une formulation correcte par :

$$dq \;=\; J^{\#}\, dX$$

Cette solution utilise toutes les articulations pour répartir le mouvement et minimiser l'énergie cinétique du manipulateur. Lorsque l'on dispose d'un robot redondant, il est intéressant d'utiliser la redondance cinématique pour réaliser des "sous-tâches". La solution particulière dq est alors augmentée d'une solution homogène.

4.2.2 Utilisation de la redondance

Un objectif peut être d'utiliser tout le potentiel de déplacement des articulations pour réaliser des tâches secondaires, tout en veillant à ce que celles-ci ne perturbent pas la réalisation de la tâche principale. Le problème de la commande cinématique de robots redondants peut se formuler ainsi : m ddl étant nécessaires et suffisants pour réaliser un tâche donnée, tout ddl au delà de ces m est théoriquement superflu. Partant de ce constat, et considérant un manipulateur redondant ($n > m$), la commande de ces $(n - m)$ ddl supplémentaires est optionnelle. Elle peut donc permettre de réaliser des sous-tâches non prioritaires. Le problème est alors de déterminer la commande adaptée, qui permette la réalisation de la tâche principale et des sous-tâches désirées. Le cas le plus simple est d'utiliser l'ensemble des ddl disponibles pour réaliser uniquement la tâche principale en utilisant le modèle différentiel inverse. La solution dite principale correspond alors à la solution particulière :

$$dq = J^{\#} dX$$

Dans le cas de manipulateurs redondants, l'équation précédente peut être complétée par une solution dite homogène ou d'optimisation, dont la formu-

lation dépend de l'espace dans lequel est décrite la tâche secondaire : espace articulaire ou espace cartésien.

4.2.2.1 Tâche secondaire dans l'espace articulaire

C'est l'approche la plus simple : Liegeois [70], en 1977, propose de projeter cette tâche articulaire sur le noyau de la jacobienne. Elle est formulée par :

$$dq = J^{\#} dX + \alpha \, (I - J^{\#} J) Z_0$$

où $(I - J^{\#}J)$ constitue un projecteur orthogonal sur le noyau, Z_0 est un vecteur arbitraire de $\mathbb{R}^n$, homogène à dq, et α est un coefficient permettant de pondérer l'importance relative des deux termes de cette équation.

Cette solution homogène ne perturbe pas la tâche principale puisque la projection sur le noyau supprime toute influence de la tâche secondaire sur la réalisation de la tâche principale. Le vecteur Z_0 est projeté sur le noyau de J : l'effecteur restant fixe, le vecteur Z_0 permet d'utiliser les mobilités internes pour optimiser un critère correspondant à une tâche de seconde priorité.

Prenons comme exemple simple, le cas d'un manipulateur plan RR, illustré figure 4.5, avec lequel on cherche à réaliser un déplacement suivant la direction X, sans contrainte sur Y. Dans ce cas particulier, le robot est redondant par rapport à la tâche à réaliser et peut être utilisé pour réaliser une tâche secondaire, maximiser la hauteur du deuxième axe de rotation par exemple.

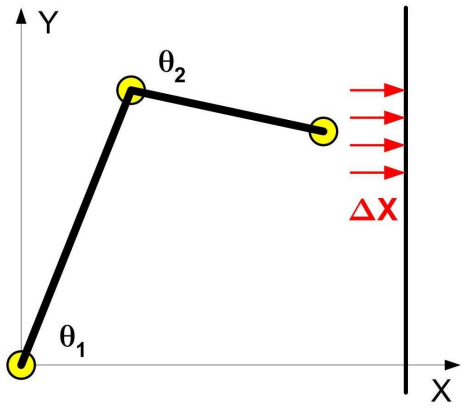


FIG. 4.5 – Exemple d'illustration

Si l'on observe, dans l'espace articulaire, les solutions obtenues pour ces deux tâches, comme illustré en figure 4.6, il apparaît que celles-ci ne peuvent

pas être réalisées intégralement en même temps. La solution principale, correspondant à la solution particulière de l'inverse généralisée, est de plus haute priorité. Le noyau de la jacobienne de la tâche principale, pour ce problème à deux paramètres, est assimilable à une droite orthogonale au vecteur de la solution principale. Toute position sur cette droite est solution pour la tâche prioritaire. Projeter le vecteur d'optimisation sur le noyau de J revient alors à choisir la solution qui permet de réaliser la tâche prioritaire tout en minimisant l'erreur réalisée sur la tâche secondaire lorsque l'on se limite aux solutions qui génèrent des vitesses non nulles dans la direction X. La solution finale est donc la somme vectorielle de la solution principale et de la projection sur le noyau de J du vecteur d'optimisation.

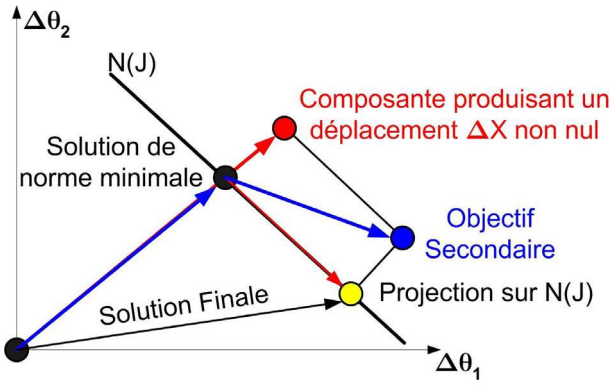


FIG. 4.6 – Noyau de J et projection sur le noyau

Cette méthode est utilisée pour minimiser une fonction de coût $h(q)$ dans l'espace articulaire. Z_0 est alors calculé comme le gradient de cette fonction : $Z_0 = \frac{\partial h}{\partial q}^t$. Cette technique a été proposée en 1977 par Liegeois [70] pour éloigner le manipulateur de ses butées articulaires. Elle peut également être utilisée pour augmenter la manipulabilité, minimiser les efforts généralisés, éviter les obstacles, ou tout autre tâche qui peut être traduite ou évaluée dans l'espace articulaire.

L'optimisation est néanmoins locale, et aucune garantie ne peut être donnée concernant l'obtention d'un optimum global. De plus, de par la projection sur le noyau de la deuxième tâche, cette dernière est généralement imparfaitement réalisée, et dans le cas où les deux tâches sont incompatibles, totalement ignorée.

4.2.2.2 Tâche secondaire dans l'espace cartésien

Deux approches sont possibles lorsque l'on veut commander la réalisation de plusieurs tâches cartésiennes en fonction de leur priorité :

4.2.2.2.1 Formulation 1 Cette formulation a été proposée par Maciejewski et Klein en 1985 [72] Cette approche de résolution utilise une formulation des tâches dans l'espace cartésien mais reste basée sur la notion de projection sur le noyau de la tâche principale.

Considérons une tâche prioritaire dX_1 et une tâche secondaire dX_2. A chacune de ces tâches correspondent des matrices jacobiennes J_1 et J_2, telles que

$$dX_1 = J_1 dq \text{ et } dX_2 = J_2 dq$$

La solution générale du modèle différentiel inverse étant donnée par

$$dq = J_1^{\#} dX_1 + (I - J_1^{\#} J_1) Z_0$$

l'équation précédente s'écrit également :

$$dX_2 = J_2 \; J_1^{\#} \; dX_1 + J_2 \; (I - J_1^{\#} J_1) Z_0$$

ou encore,

$$J_2 \; (I - J_1^{\#} J_1) Z_0 = dX_2 - J_2 \; J_1^{\#} \; dX_1$$

Si la solution exacte de cette équation existe pour Z_0, alors la seconde tâche peut être réalisée intégralement. Cependant ceci est rarement le cas. Une solution approchée de Z_0 peut alors être obtenue en minimisant l'erreur sur la tâche secondaire. On obtient alors, en posant $\hat{J}_2 = [J_2 \; (I - J_1^{\#} J_1)]$ et en introduisant Z_1, un vecteur arbitraire homogène à dq :

$$Z_0 = \hat{J}_2^{\#} (dX_2 - J_2 \; J_1^{\#} \; dX_1) + (I - \hat{J}_2^{\#} \hat{J}_2) Z_1$$

En remplaçant cette expression de Z_0 dans l'expression générale de la solution du modèle différentiel inverse, on obtient :

$$dq = J_1^{\#} dX_1 + (I - J_1^{\#} J_1) \hat{J}_2^{\#} (dX_2 - J_2 \; J_1^{\#} \; dX_1) + (I - J_1^{\#} J_1)(I - \hat{J}_2^{\#} \hat{J}_2) Z_1$$

Maciejewski a montré, en utilisant la symétrie et l'idempotence de $(I - J_1^{\#} J_1)$, que le deuxième terme de cette équation se réduit à $\hat{J}_2^{\#} (dX_2 - J_2 \; J_1^{\#} \; dX_1)$

La formulation finale de la solution par cette approche est donc :

$$dq = J_1^{\#} dX_1 + \hat{J_2}^{\#}(dX_2 - J_2\ J_1^{\#}\ dX_1) + (I - J_1^{\#} J_1)(I - \hat{J_2}^{\#}\hat{J_2})Z_1$$

Elle introduit un nouveau terme d'optimisation Z_1 qui, projeté sur l'intersection des noyaux de J_1 et J_2, peut être utilisé pour réaliser une troisième tâche, sans interférence avec les deux premières, dans la cas bien sûr où le degré de redondance est suffisamment important pour que ces trois tâches puissent être réalisées en même temps. L'impact de cette formulation apparaît plus clairement en observant la figure 4.7.

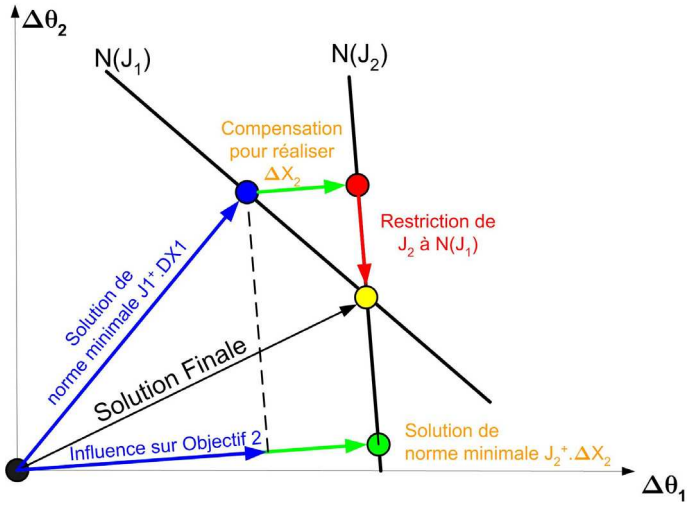


FIG. 4.7 – Tâche cartésienne - formulation 1

Si l'on néglige le nouveau terme d'optimisation Z_1, l'équation est composée de deux éléments : le premier correspond à la solution d'énergie cinétique minimale pour la tâche J_1. Cette solution ne permet cependant pas toujours de réaliser la tâche secondaire J_2. Les vitesses articulaires générées par la réalisation de la tâche J_1 peuvent se rapprocher ou s'éloigner de la réalisation de l'objectif secondaire. Cette influence de J_1 sur la réalisation de J_2 peut être appréciée en projetant la solution optimale pour J_1 sur l'espace image de $J_2^{\#}$ (voir vecteur "Influence sur Objectif2", figure 4.7).

Une variation articulaire supplémentaire est alors nécessaire pour compenser cet effet et se rapprocher de la variation cartésienne dX_2 désirée. Cette variation correspond au terme $(dX_2 - J_2\ J_1^{\#}\ dX_1)$ de l'équation et est ramenée dans l'espace des variations articulaires par l'inverse généralisée de la restriction de J_2 au noyau de J_1 ($[J_2\ (I - J_1^{\#} J_1)]$). Le résultat de cette projection est une variation articulaire appartenant au noyau de J_1, et plus spécifiquement, celle qui réalise la compensation de dX_2. La solution finale

obtenue est simplement la somme vectorielle de la variation articulaire ainsi trouvée et de la solution de norme minimale pour J_1. La solution qui permet de résoudre parfaitement les deux tâches simultanément doit appartenir aux noyaux respectifs de celles-ci. Cette particularité est visible graphiquement puisque que la solution obtenue par cette formulation se trouve à l'intersection des droites correspondant aux noyaux respectifs de J_1 et J_2.

Cette formulation permet donc de réaliser parfaitement les différentes tâches lorsqu'elles sont compatibles. Mais elle a l'inconvénient majeur d'introduire des singularités d'origine algorithmique, qui peuvent être mises en évidence graphiquement sur la figure 4.8 : lorsque les tâches sont peu compatibles entre elles, les droites correspondant à leur noyaux respectifs sont quasiment parallèles. Leur intersection est alors rejetée loin et la solution obtenue est génératrice de grandes vitesses de déplacement. Il y a de plus une grande sensibilité à la position respective des tâches qui peut provoquer de fortes oscillations. Ces deux effets sont bien caractéristiques de la présence d'une singularité.

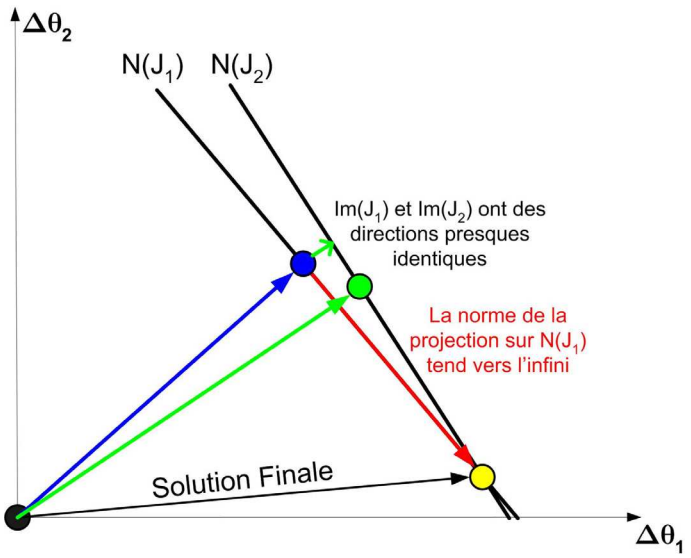


FIG. 4.8 – Singularités d'origine algorithmique

Ces singularités apparaissent lorsque $\hat{J}_2$ subit une dégénérescence de rang alors que J_1 et J_2 sont de rang plein. Seraji [99] a montré que ces configurations avaient lieu soit lors d'une dégénérescence de rang de J_1 ou de J_2, soit lorsque les deux tâches sont incompatibles, donc non réalisables en même temps.

4.2.2.2.2 Formulation 2 Cette formulation s'appuie sur le principe utilisé lorsque la tâche secondaire est exprimée dans l'espace articulaire : il suffit de calculer la jacobienne réduite J_2 associée à la tâche dX_2, et déduire le vecteur déplacement articulaire $dq_2 = J_2^{\#}\ dX_2$ [16]. La solution globale est alors obtenue par :

$$dq = J^{\#}dX + \alpha\ (I - J^{\#}J)\ (J_2^{\#}\ dX_2)$$

Cette formulation n'a pas les problèmes de singularités algébriques mais ne réalise que très partiellement la tâche secondaire, comme illustré dans l'espace articulaire en figure 4.9.

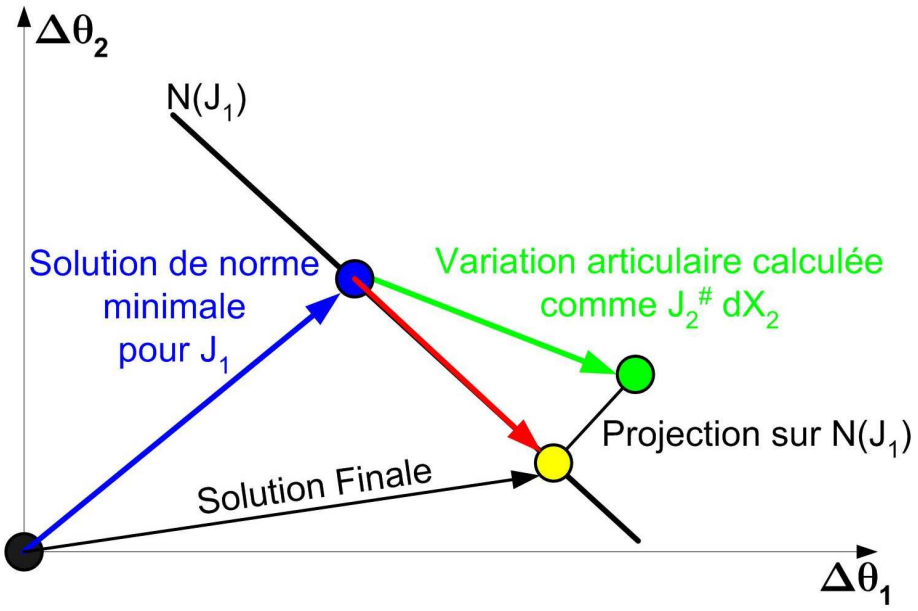


FIG. 4.9 – Tâche cartésienne - formulation 2

Ce schéma est identique à celui obtenu dans le cas d'une tâche secondaire exprimée dans l'espace articulaire. La solution obtenue est alors la combinaison de la solution optimale pour la tâche prioritaire et d'un vecteur appartenant au noyau de J_1 qui interdit toute interférence de la tâche secondaire sur la tâche prioritaire.

4.2.2.2.3 Comparaison des deux approches Ces deux approches sont comparées, dans le cas de deux tâches cartésiennes, sur les figures 4.10 lorsque celles-ci sont compatibles, 4.11 lorsqu'elles sont à la limite de la compatibilité et 4.12 lorsqu'elles sont absolument incompatibles.

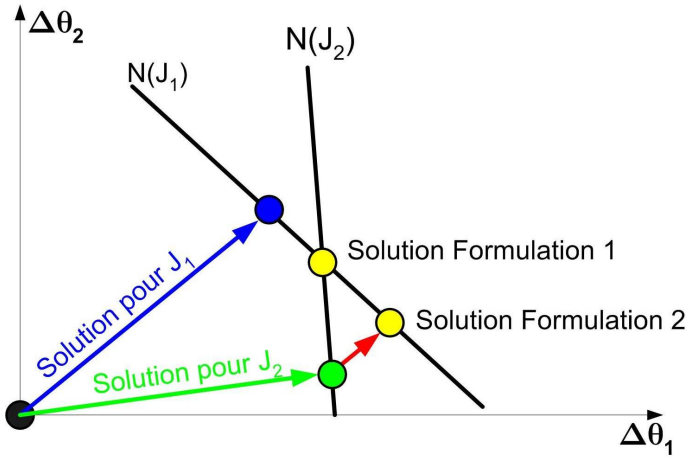


FIG. 4.10 – Tâches compatibles

Dans le cas des tâches compatibles, il apparaît assez nettement que la formulation 1 est plus efficace et précise puisqu'elle permet de résoudre les deux tâches en même temps (la solution obtenue est à l'intersection des deux noyaux). La formulation 2, quant à elle, génère une erreur sur la réalisation de la tâche secondaire d'autant plus grande que la solution finale est éloignée du noyau de J_2. Dans ce cas précis, la formulation 1 est donc meilleure que la formulation 2.

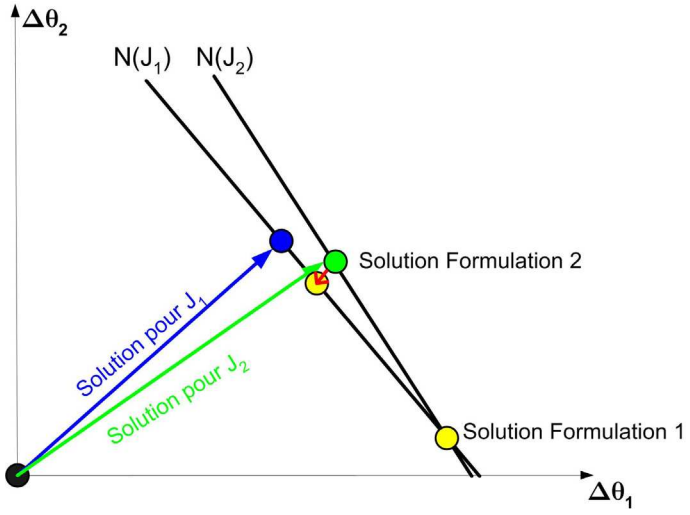


FIG. 4.11 – Tâches presque incompatibles

Lorsque les deux tâches sont très peu compatibles, la formulation 1 retourne toujours une solution qui permet de réaliser les tâches en même temps.

Cependant, dans ce cas précis, cette solution ne semble pas la plus appropriée puisqu'elle correspond à une solution avec de fortes variations articulaires et une grand sensibilité à la position relative des solutions optimales pour les deux tâches. Cette sensibilité est alors source de brutaux changements de vitesses articulaires qui se traduisent par de fortes oscillations, similaires à celles obtenues à proximité de positions singulières. Le seconde formulation quant à elle est beaucoup plus stable : elle commet certes une erreur sur la réalisation de la tâche secondaire mais reste proche des deux solutions optimales et ne génère pas de fortes oscillations. Elle semble donc appropriée lorsque les deux tâches sont peu compatibles.

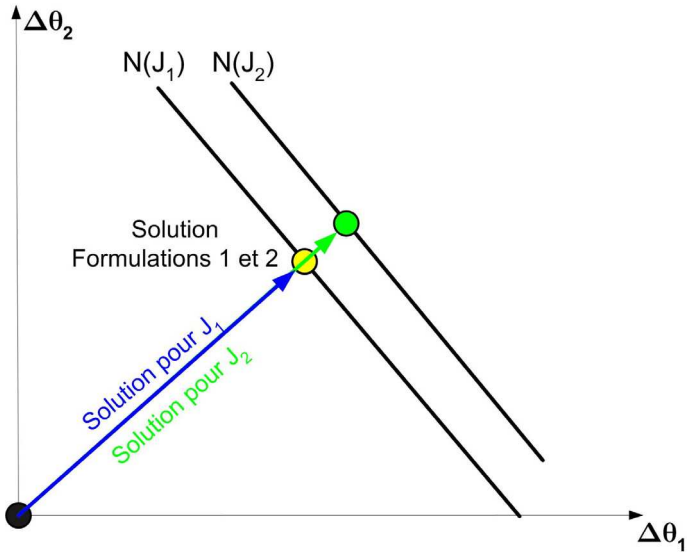


FIG. 4.12 – Tâches incompatibles

Enfin, lorsque les tâches à réaliser sont strictement incompatibles, les solutions obtenues pour les deux formulations sont identiques et placées sur le noyau de J_1. Les deux formulations réalisent la tâche de plus forte priorité uniquement et négligent les autres. Il est à noter cependant que cette configuration est rare et que les situations où les différentes tâches sont proches de l'incompatibilité sont plus fréquentes.

4.2.2.3 Conclusion

Le choix de l'une de ces trois méthodes dépend à la fois de la facilité de formulation des fonctions à optimiser localement dans les espaces cartésiens et articulaires mais aussi de la connaissance a priori de la compatibilité des tâches.

Dans le cadre de la simulation réaliste du geste chirurgical, la redondance est utilisée pour éviter les organes et pour maximiser localement la manipulabilité de l'instrument. Ces deux tâches sont a priori incompatibles puisque maximiser la manipulabilité, dans cette application, revient à s'approcher fortement des organes, au risque de les toucher. Il est donc important d'utiliser une méthode qui soit appropriée à des tâches peu compatibles entre elles.

Enfin, bien que l'évaluation de la distance aux obstacles soit directe dans l'espace cartésien, l'évaluation de la tâche de manipulabilité ne peut pas y être aisément réalisée. Ces deux indices peuvent néanmoins être facilement calculés sous forme de gradient dans l'espace articulaire.

L'approche articulaire nous semble être la mieux adaptée à l'exploitation de la redondance dans la commande simulée de l'instrument.

4.2.3 Algorithme de commande implémenté

L'algorithme de commande implémenté dans les simulations permettant d'évaluer les individus lors de l'optimisation est basé sur la résolution du modèle différentiel inverse. La tâche principale est la tâche de suivi de trajectoire, qui permet de reproduire le geste chirurgical. Plusieurs autres tâches doivent également être réalisées simultanément : gestion des butées articulaires, gestion des efforts généralisés maximum, évitement des obstacles et changement de posture pour maximiser la manipulabilité.

La gestion des butées et des couples articulaires admissibles est prioritaire car ces contraintes doivent être respectées à tout instant. Ces contraintes étant de même nature (vérification qu'une valeur articulaire est entre deux bornes fixées), elles seront gérées par un même processus, indépendant du calcul de mouvement, afin de garantir leur non violation.

La sécurité du patient étant plus importante que le confort du chirurgien, la tâche d'évitement des organes sera prioritaire sur la tâche de maximisation de la manipulabilité.

4.2.3.1 Gestion des butées et couples articulaires admissibles

Le processus mis en place vérifie dans le même temps la non violation des contraintes portant à la fois sur les butées articulaires et sur les couples articulaires admissibles. Il est détaillé, pour des raisons de clarté, en se basant sur la gestion des butées articulaires : il veille à ce que celles-ci ne soient pas violées.

Ce processus n'agit pas directement au sein du calcul des positions articulaires, et n'a donc pas moyen de repousser un segment du manipulateur.

Il agit comme une contrainte portant sur la validité du mouvement calculé : pour chaque nouvelle position, il vérifie que la position articulaire après mouvement reste bien dans les bornes définies. Si cette condition est vérifiée, le mouvement est appliqué. Dans le cas contraire, l'articulation concernée est "gelée" : elle est retirée des variables articulaires, donc de la jacobienne. Un nouveau calcul de mouvement, à partir de la dernière position valide, est réalisé avec la jacobienne réduite et la nouvelle position de toutes les articulations est à nouveau vérifiée. Ce processus est répété jusqu'à obtenir un mouvement compatible avec les butées articulaires. Lorsque celui-ci est trouvé, il est appliqué et les articulations sont "dégelées" pour le mouvement suivant.

Si aucun mouvement compatible avec les butées articulaires ne peut être trouvé, la position désirée est considérée comme non réalisable et la simulation est arrêtée.

La vérification des efforts généralisés est réalisée au sein du même processus : le mouvement est accepté uniquement si les deux conditions (butées et couples) sont vérifiées. Le détail de calcul des couples articulaires est développé en section 4.3.4. Lorsqu'une articulation ne peut pas générer le couple désiré, elle est gelée. L'irréversibilité des transmissions mécaniques permet alors de transmettre les efforts des articulations placées en amont vers l'effecteur et de réaliser la tâche désirée.

4.2.3.2 Gestion de la redondance

Pour la commande de l'instrument chirurgical, trois tâches doivent être réalisées : dans l'ordre de priorité, le suivi de la trajectoire, l'évitement des organes et la maximisation locale de la manipulabilité.

Les tâches d'évitement des organes et de maximisation de la manipulabilité sont, dans le cas présent, contradictoires : on constate en effet que pour maximiser localement la manipulabilité, il faut placer les axes d'une manière telle que l'instrument se rapproche des organes, en particulier des côtes.

La tâche d'éloignement des organes est primordiale pour la sécurité du patient. Elle doit donc être prioritaire sur la tâche de manipulabilité lorsque l'instrument est proche des organes. Cependant, au delà d'une certaine distance de sécurité, fixée à 10mm, cette priorité semble plus discutable.

La hiérarchie entre ces deux tâches doit donc être dépendante de la distance entre instrument et organes. Ces tâches peuvent alors être définies par une fonction gradient dans l'espace articulaire et leur priorité respective adaptée à chaque nouvelle position.

La loi de commande peut donc être définie comme :

$$dq = J^{\#} dX + \alpha \, (I - J^{\#} J) \frac{\partial h}{\partial q}^{T}$$

Avec

$$\frac{\partial h}{\partial q} = \beta . \frac{\partial h_{organes}}{\partial q} + (1 - \beta) \frac{\partial h_{manip}}{\partial q} \text{ ; avec : } \begin{cases} \beta{=}1 \text{ si } Distance_{actuelle} < Distance_{securite} \\ \beta{=}0 \text{ sinon} \end{cases}$$

et $h_{organes}$ et h_{manip} des fonctions liées respectivement à la distance aux organes et à la manipulabilité. Les gradients partiels sont calculés par l'algorithme illustré ci-dessous en pseudo-code :

Position actuelle :
    Calcul de $Distance_{actuelle}$ et $Manip_{actuelle}$
Pour i = 1 à n (chaque ddl)
    Bouge axe i : $q_{new} = q_{actuel} + \triangle q$
    Calcul de $Distance_{new}$ et $Manip_{new}$
    Calcul de $\frac{\partial h_{organes}}{\partial q}(i) = Distance_{new} - Distance_{actuelle}$
    Calcul de $\frac{\partial h_{manip}}{\partial q}(i) = Manip_{new} - Manip_{actuelle}$
    Calcul de $\frac{\partial h}{\partial q}(i) = \beta \frac{\partial h_{organes}}{\partial q}(i) + (1 - \beta) \frac{\partial h_{manip}}{\partial q}(i)$
    Restaure position axe i.
Fin

Le calcul de la distance aux organes est détaillé en annexe D, et le calcul de la manipulabilité en section 4.3.2.1

La figure 4.13 illustre le comportement d'un instrument commandé par la loi de commande implémentée. Il est constitué de 4 modules et reproduit avec succès la trajectoire désirée tout en évitant les organes et en maximisant localement la manipulabilité.

La simulation ainsi développée permet donc de commander l'instrument pour qu'il reproduise la trajectoire issue de la modélisation du geste chirurgical. Pour être utilisée dans le processus d'optimisation évolutionnaire, elle doit encore évaluer la performance des instruments vis-à-vis de plusieurs critères.

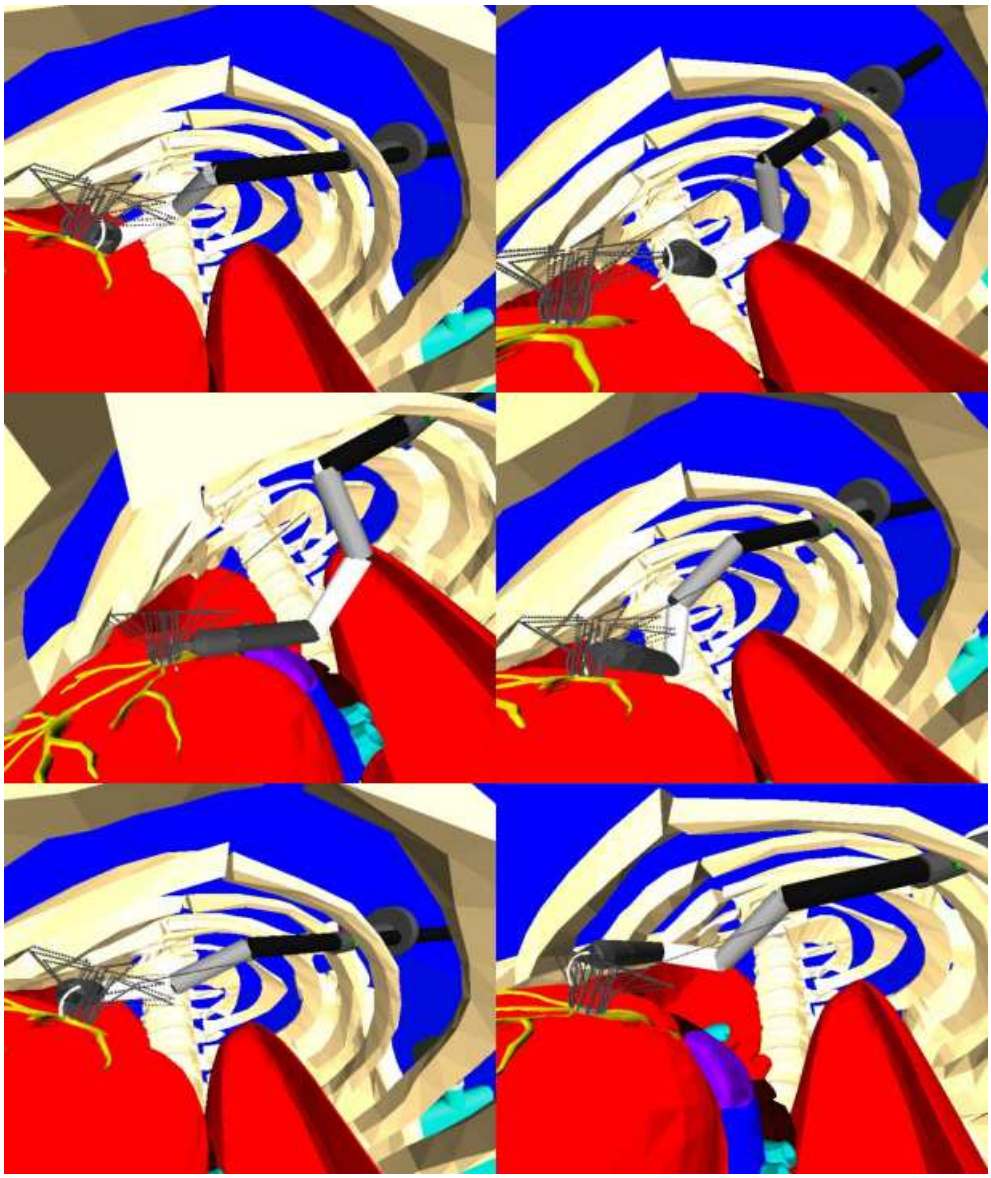


FIG. 4.13 – Évolution d'un instrument redondant dans la cage thoracique

4.3 Critères de performance

Cette simulation réaliste a pour unique objet d'évaluer les performances et l'adaptation de l'instrument candidat à la tâche chirurgicale simulée : l'anastomose lors d'un pontage coronarien.

Pour cela, de nombreux critères de performance peuvent être définis. Parmi ceux-ci, 4 ont été sélectionnés lors de la mise en oeuvre de la mé-

thode de conception optimale proposée et sont détaillés dans les paragraphes suivants. Ils semblent être les plus déterminants pour la conception de l'instrument mais d'autres critères sont également envisageables :

- La performance en suivi de trajectoire, qui traduit la capacité de l'instrument à réaliser le geste chirurgical.
- La manipulabilité au cours du geste, qui traduit la dextérité et les capacités de mouvement du chirurgien, et sera explicitement définie au paragraphe 4.3.2.1.
- La distance séparant l'instrument des organes, qui est un indice de sécurité.
- Les efforts généralisés ou forces et couples s'exerçant sur les articulations.

4.3.1 Capacité de réalisation du geste chirurgical

Ce critère de performance évalue la capacité de l'instrument considéré à réaliser le geste chirurgical. Celui-ci ayant été modélisé en section 1, ce critère revient à évaluer la capacité de l'instrument à reproduire la trajectoire issue de ce modèle. Plusieurs indices peuvent être utilisés :

- Critère lié à l'erreur en position et orientation :
  A chaque instant, la configuration réelle de l'effecteur peut être différente de la configuration désirée. L'erreur ainsi commise peut être considérée comme un indice de la capacité de l'instrument à atteindre le point désiré. Les erreurs en position et en orientation doivent être évaluées séparément puisque elles ne sont pas homogènes entre elles. Le critère de performance peut alors être pris comme l'erreur la plus grande atteinte le long de la trajectoire, ou comme la somme des erreurs à chaque point.
  Ce critère n'est pas très adapté à notre évaluation car, de par la commande mise en place, cette erreur est bornée : tant que l'erreur dépasse la borne fixée, le modèle différentiel inverse est calculé. Lorsque le nombre maximal d'itérations avant convergence est atteint, l'instrument est considéré incapable d'atteindre ce point et la simulation est stoppée.
  Le résultat obtenu avec un critère basé sur l'erreur en configuration dans ces conditions est alors directement lié à la valeur du nombre maximal d'itérations et de la borne de l'erreur. Il n'est donc pas suffisamment discriminatoire.

– Critère lié à la distance parcourue :
Le nombre de points de la trajectoire atteints par l'instrument au cours de la simulation peut être considéré comme représentatif de sa capacité à reproduire le geste chirurgical. En effet, la trajectoire est discrétisée en 2050 points et la commande est telle que le point à atteindre par l'effecteur n'est incrémenté que si ce dernier a atteint le point courant avec une erreur fixée et au bout d'un nombre d'itération fixé.
Ce critère étant directement relié à la progression de l'instrument lors de la réalisation du geste, il est suffisamment discriminatoire pour différencier les instruments adaptés de ceux qui ne le sont pas.
Ce critère est donc utilisé comme critère de performance au sein de la simulation.

4.3.2 Manipulabilité

L'instrument à haute manipulabilité recherché, au delà d'être capable de réaliser le geste chirurgical, doit garantir au chirurgien une bonne dextérité et lui permettre de réaliser le geste même en cas de position peu adaptée du trocart.
Cette dextérité peut être interprétée comme une capacité de génération de mouvements : à tout instant, le chirurgien doit pouvoir déplacer l'instrument dans l'espace à sa guise. La commande de l'instrument implémentée étant une commande cinématique, cette propriété est caractéristique de la manipulabilité de l'instrument, alors vu comme un manipulateur série.

4.3.2.1 Les différents indices de manipulabilité

Plusieurs indices globaux de manipulabilité ont été définis et utilisés pour la conception et le contrôle de robots [65,111] :

– Yoshikawa : $w = \sqrt{det(JJ^t)} = \sqrt{\prod_i \sigma_i}$.
Cet indice représente le volume de l'ellipsoïde de manipulabilité, dont les axes sont les valeurs singulières de J.

– Nombre de conditionnement de la jacobienne : $w_2 = cond = \frac{\sigma_{max}}{\sigma_{min}}$
Il prend des valeurs entre 1 et $+\infty$ et représente la sphéricité de l'ellipsoïde de manipulabilité ou l'isotropie des vitesses de l'effecteur dans la

position courante.

- Inverse du nombre de conditionnement de la jacobienne : $w_2 = \frac{1}{cond} = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$
  Il prend des valeurs entre 0 et 1 et représente également la sphéricité de l'ellipsoïde de manipulabilité ou l'isotropie des vitesses de l'effecteur dans la position courante.

- Plus petite valeur singulière de la jacobienne : $w_4 = \sigma_{min}$
  Cet indice représente une distance à la singularité la plus proche. Il apparaît comme un critère de sécurité.

- Rayon de la sphère ayant le même volume que l'ellipsoïde : $w_5 = \sqrt[m]{\prod_i^m \sigma_i} = \sqrt[m]{w}$. Cette formulation permet de normaliser le critère et de s'affranchir de l'influence du nombre de degrés de liberté.

- Manipulabilité dynamique : $mdm = \sqrt{det[J(M^tM)^{-1}J^t]}$
  Cet indice utilise la matrice d'inertie du manipulateur (M) pour prendre en compte les effets dynamiques sur la capacité de génération de vitesse.

D'autres critères "orientés tâche" ont également été développés [17]. Ils évaluent la capacité du manipulateur, dans sa configuration courante à réaliser une tâche donnée. Ces critères sont en particulier utilisés pour évaluer la capacité d'un manipulateur à générer des vitesses sur l'effecteur selon une direction donnée ou pour évaluer la compatibilité d'une posture dans le cas d'une commande hybride force-position, définie avec des directions différentes. Ces critères correspondent généralement 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.

Chacun de ces critères, globaux ou spécifiques à une tâche donnée, a été utilisé à de nombreuses reprises dans la recherche en robotique, le plus courant étant le critère w défini par Yoshikawa.

4.3.2.2 Problème d'homogénéité des indices de manipulabilité

Le système robotique de chirurgie considéré comprend le trocart et l'instrument mini-invasif. Il est donc composé de liaisons rotoïdes et d'une liaison prismatique pour l'insertion de l'instrument dans le trocart. Les unités utilisées pour définir les vitesses articulaires sont donc de nature différentes et posent des problèmes d'homogénéité.

Ce problème est mis en avant en particulier par Doty et Schwartz ainsi que par Staffetti. Ils reprennent les différents indices proposés et analysent leur validité en se basant sur leur homogénéité et leur invariance. Ils appliquent le même raisonnement que pour montrer la non homogénéité du calcul de la pseudo inverse de Moore-Penrose.

Schwartz [94, 95] démontre qu'une condition nécessaire pour qu'une matrice possède un système de valeurs propres, et donc de valeurs singulières, physiquement homogènes est que les unités de tous les éléments de sa diagonale ainsi que de toutes ses valeurs propres soient identiques. Il démontre également que la décomposition en valeurs singulières d'un système composé d'éléments aux unités différentes n'est pas homogène physiquement et qu'une telle décomposition est donc invalide. Il en découle donc que la décomposition en valeurs singulières d'une matrice jacobienne n'est pas homogène et est donc invalide. Tout critère de performance basé sur ses valeurs singulières, tels σ_{min} ou le nombre de conditionnement, est donc non-invariant vis-à-vis d'un changement de repère d'origine ou d'échelle ou d'unité [37, 103].

Les indices basés sur l'utilisation des produits JJ^t ou J^tJ, comme l'indice de Yoshikawa, sont eux aussi invalides [9]. En effet, dans le cas d'un manipulateur composé d'articulations rotoïdes et prismatiques, un tel produit additionne des termes aux unités différentes, produisant ainsi un résultat non homogène et invalide. Dans le cas où le manipulateur n'est composé que d'articulations rotoïdes, le produit JJ^t est certes homogène mais la diagonale de la matrice ainsi calculée contient des éléments aux unités différentes, violant ainsi la condition nécessaire pour obtenir une décomposition en valeurs singulières homogènes. L'indice de Yoshikawa $w = \sqrt{det(JJ^t)} = \sqrt{\prod_i \sigma_i}$ faisant appel à celles-ci, il produit des résultats non homogènes physiquement et n'est donc pas invariant.

Par analogie à la non-homogénéité de la pseudo-inverse abordée en section 4.2.1, plusieurs techniques sont utilisables pour résoudre ce problème :

– **Utiliser une matrice de couplage entre J et J^t :** l'indice est alors basé sur le calcul de JW_cJ^t où W_c, assimilable à une impédance ou une admittance, doit faire le lien entre vitesses généralisées et efforts généralisés et doit comporter des unités différentes pour homogénéiser le calcul. Le choix de cette matrice est néanmoins arbitraire alors que la valeur et la signification de l'indice ainsi calculé en dépendent. Doty et Schwartz proposent un indice de manipulabilité homogène [37] : un doublet (n, w_n) où n est le rang de la matrice de manipulabilité, définie par $\dot{X}^t J^{\#t} M_q J^{\#} \dot{X}$ et $w_n = \sqrt{det(J.M^{-1}J^t)}$

où $\dot{X}$ est le vecteur des vitesses généralisées et M et M_q sont les matrices d'inertie exprimées dans les espaces cartésiens et articulaires. Ainsi, les manipulateurs redondants peuvent être comparés sur la base du seul indice w_n puisque le rang de la matrice de manipulabilité sera dans la quasi totalité des cas égal à 6. Cet indice est homogène physiquement, invariant aux transformations solides, mais est inévitablement biaisé par le choix de la matrice d'inertie comme matrice de couplage. Il ne traduit donc plus la capacité de déplacement de l'effecteur dans l'espace ou de génération de vitesse de celui-ci mais la capacité à vaincre l'inertie du manipulateur et à le mettre en mouvement dans l'espace.

– **L'utilisation d'une matrice Jacobienne homogène :** cette technique, proposée par Gosselin [46], consiste à remplacer dans le calcul de la jacobienne les vitesses linéaires et angulaires de l'effecteur (vecteur $\dot{X}$) par les vitesses linéaires de 3 de ses points. Cela permet donc d'obtenir une matrice jacobienne où tous les termes ont des unités homogènes. Cependant l'indice est non-invariant vis-à-vis du choix, très sensible, de la position des points sur l'effecteur.

– **L'homogénéisation de la jacobienne et des vecteurs vitesse :** Il permet de s'affranchir du problème d'homogénéité du calcul de JJ^t et autorise donc l'utilisation du critère de Yoshikawa basé sur une matrice jacobienne normalisée J_N, que l'on dénomera dans la suite du manuscrit comme critère de Yoshikawa normalisé. En posant :

$$dX_{normalise} = N_v\, dX \text{ et } dq_{normalise} = N_q\, dq$$

$$\text{avec } N_v = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/L_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/L_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/L_1 \end{bmatrix}$$

$$\text{et } N_q = \begin{bmatrix} a_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & a_{33} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & ... & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_{ii} \end{bmatrix}$$

où $a_{ii} = 1$ pour les liaisons rotoïdes et $a_{ii} = 1/L_2$ pour les prismatiques

l'équation :

$$dX = Jdq$$

devient alors :

$$dX_{normalise} = N_v J N_q^{-1} dq_{normalise}$$

On peut donc poser :

$$J_{normalise} = N_v J N_q^{-1} \text{ et } w_{normalise} = \sqrt{det(J_{normalise} J_{normalise}^t)}$$

Schwartz [95] et Doty [37] montrent que l'utilisation de telles matrices de normalisation élimine certes le problème d'homogénéité mais rend le critère dépendant non seulement de la cinématique du manipulateur et de sa configuration articulaire, mais aussi des matrices de normalisation utilisées pour définir le manipulateur et du référentiel utilisé pour réaliser les calculs.

4.3.2.3 Choix de l'indice de manipulabilité pour les simulations

Le choix d'un indice pour évaluer la manipulabilité d'un bras robotique est donc complexe. Le problème de la conception d'instruments pour la chirurgie mini-invasive ne mettant pas en jeu de dynamique importante et la commande étant une commande cinématique, le critère de manipulabilité

doit rendre compte d'une capacité de génération de vitesse sur l'effecteur, donc de déplacement possible pour un modèle différentiel.

Parmi les trois indices homogènes, le critère proposé par Gosselin est le plus arbitraire et sera donc écarté. L'indice proposé par Schwartz et Doty est intéressant car invariant. Cependant, l'utilisation de la matrice d'inertie du robot modifie sa signification physique : il évalue désormais les performances dynamiques du manipulateur. Appliqué à la conception d'instruments mini-invasifs, ce critère favorise donc les instruments ayant peu de degrés de liberté et des segments très courts. Or ceci est à l'opposé des instruments recherchés qui doivent avoir un grand nombre de degrés de liberté pour assurer au chirurgien de bonnes capacités de mouvement dans la cage thoracique. Ce phénomène s'illustre parfaitement sur la figure 4.14 où sont représentés les indices de manipulabilité de Doty et de Yoshikawa normalisé, pour deux instruments différents.

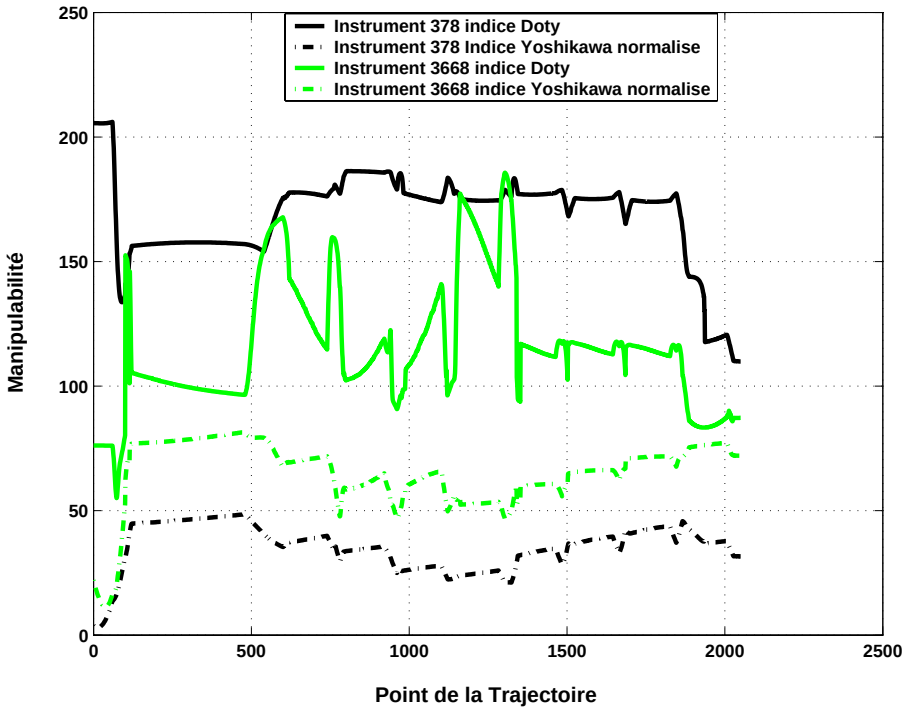


FIG. 4.14 – Comparaison des indices de manipulabilité

L'instrument codé 378 possède 3 modules et 5 ddl, alors que l'instrument 3668 possède 4 modules et 7 ddl. Ce dernier ayant le plus grand nombre de ddl, il paraît cohérent qu'il permette d'augmenter la dextérité du chirurgien et, par extension, qu'il ait une meilleure manipulabilité. Or sur ce graphique, il apparaît que si l'indice de Doty, basé sur la matrice d'inertie, est utilisé,

l'instrument 3668 obtient une manipulabilité plus faible que l'instrument 378. Cela est cohérent avec l'indice utilisé puisque cet instrument étant plus long, ses capacités dynamiques sont moins bonnes. En revanche, si l'indice de Yoshikawa normalisé est utilisé, l'instrument ayant le plus grand nombre de ddl est bien le plus performant. L'évolution de l'indice de Yoshikawa normalisé est également plus lisse et homogène sur le parcours.

Il semble donc que l'indice de Yoshikawa normalisé corresponde le mieux aux critères recherchés. Il sera donc utilisé comme indice de manipulabilité lors de l'évaluation des instruments. Il est cependant non-invariant vis-à-vis de nombreux paramètres dont l'impact doit être évalué, dans le cadre de la comparaison d'instruments chirurgicaux réalisant la même tâche.

4.3.2.4 Validité de l'indice de Yoshikawa normalisé pour les évaluations relatives des instruments

Cet indice de manipulabilité doit être utilisé dans le contexte de l'optimisation évolutionnaire d'un instrument chirurgical et de son évaluation relative. En conséquence cet indice doit être pertinent pour traduire correctement le comportement désiré pour l'instrument mais il n'a pas besoin d'être indépendant de l'environnement : les instruments sont évalués d'après ce critère et comparés entre eux. Il est donc nécessaire que cette comparaison soit fiable et que l'indice choisi soit invariant dans le contexte de ces comparaisons.

Pour évaluer l'influence de ces matrices de normalisation sur la valeur de l'indice et son invariance, on complète l'étude réalisée en section 4.2.1 en considérant l'influence des longueurs L_1 et L_2 sur les valeurs de l'indice pour le manipulateur plan RPRR. Les résultats obtenus sont illustrés dans le tableau 4.2.

On y remarque que l'utilisation d'une matrice jacobienne normalisée rend l'indice indépendant des unités utilisées pour décrire le mécanisme mais également que celui-ci est très fortement influencé par les valeurs des longueurs. Dans cet exemple, il semble que l'indice de Yoshikawa normalisé évolue en $\frac{L_2}{L_1^2}$.

		Indice de Yoshikawa	
		m	mm
Sans Normalisation		1,6662	29759
Avec Normalisation	$0,01\ L_1,\ L_2$	6922,6	6922,6
Avec Normalisation	$0,1\ L_1,\ L_2$	69,2258	69,2258
Avec Normalisation	$L_1,\ L_2$	0,6923	0,6923
Avec Normalisation	$10\ L_1,\ L_2$	0,0069	0,0069
Avec Normalisation	$100\ L_1,\ L_2$	$6,9226.10^{-5}$	$6,9226.10^{-5}$
Avec Normalisation	$L_1,\ 0,1\ L_2$	0,0697	0,0697
Avec Normalisation	$L_1,\ 10\ L_2$	6,9221	6,9221
Avec Normalisation	$L_1,\ 100\ L_2$	69,2209	69,2209
Avec Normalisation	$10\ L_1,\ 10\ L_2$	0,0692	0,0692
Avec Normalisation	$0,1\ L_1,\ 0,1\ L_2$	6,9709	6,9709
Avec Normalisation	$0,01\ L_1,\ 0,1\ L_2$	697,0855	697,0855
Avec Normalisation	$0.5\ L_1,\ 2\ L_2$	5,5378	5,5378
Avec Normalisation	$1\ L_1,\ 2\ L_2$	1,3844	1,3844
Avec Normalisation	$0,5\ L_1,\ 4\ L_2$	11,0754	11,0754
Avec Normalisation	$5\ L_1,\ 4\ L_2$	0,1108	0,1108
Avec Normalisation	$1\ L_1,\ 4\ L_2$	2,7689	2,7689
Avec Normalisation	$10\ L_1,\ 4\ L_2$	0,0277	0,0277
Avec Normalisation	$0.5\ L_1,\ 0.5\ L_2$	1,3848	1,3848
Avec Normalisation	$5\ L_1,\ 0.5\ L_2$	0,0138	0,0138

TAB. 4.2 – Influence des matrices de normalisation sur l'indice de Yoshikawa

L'indice de Yoshikawa normalisé devant servir à comparer des manipulateurs de cinématiques différentes, et vu l'influence des longueurs de normalisation sur les résultats obtenus, des précautions doivent être prises pour rendre les instruments comparables avec cet indice : le critère de Yoshikawa avec des matrices de normalisation est dépendant de la cinématique du manipulateur, de sa configuration articulaire, d'un changement de référentiel de calcul, mais aussi des matrices de normalisation. Angeles [4] a également montré que l'indice de Yoshikawa était sensible à la longueur de l'effecteur du manipulateur.

Pour la comparaison de manipulateurs pour la chirurgie mini-invasive, l'origine du référentiel de calcul est fixe et identique pour tous les instruments : c'est l'origine du trocart. Dans cette configuration, les instruments ne peuvent être comparés que pour une position de trocart donnée. Un même instrument ne pourra pas être comparé pour deux positions de trocart différentes.

Bien que tous les manipulateurs simulés puissent être définis avec des unités différentes puisque l'indice normalisé en est indépendant, ils seront définis avec les mêmes unités (le millimètre).

L'insensibilité du critère vis-à-vis de la longueur de l'effecteur est, dans le cas présent, sans effet puisque tous les instruments sont munis du même porte-aiguille.

Le dernier point concernant les longueurs utilisées pour normaliser les matrices jacobienne est plus problématique puisque leur influence est forte. La seule solution pour comparer équitablement les instruments entre eux est d'utiliser les mêmes matrices de normalisation pour tous les instruments. On prendra donc pour L_1 la distance entre le trocart et le centre de l'anastomose, qui correspond à la position moyenne de l'effecteur lors de la réalisation de la tâche. Pour L_2, on utilisera la longueur de l'axe en translation, donc la longueur -fixe- du module qui translate dans le trocart. Ces deux longueurs étant identiques pour tous les instruments, ils pourront être comparés équitablement.

4.3.2.5 Critère de performance pour la manipulabilité

Plusieurs critères peuvent être définis à partir du calcul de l'indice de Yoshikawa normalisé :

- La valeur minimale de la manipulabilité au cours de la trajectoire.
  Ce critère correspondrait à la distance la plus faible à une singularité. Il n'est pas adapté à notre problème pour deux raisons : c'est un critère de sécurité vis à vis des singularités et non un critère de maximisation de la dextérité et, par expérience, le point le plus proche d'une singularité est atteint lors de l'insertion de l'instrument par le trocart, lorsque le repère lié au premier module est positionné à l'intersection des 3 axes de rotation du trocart. Un tel critère ne serait ainsi pas représentatif de la manipulabilité générale lors de la réalisation du geste.

- La somme des indices de manipulabilité au cours de la trajectoire.
  En sommant les indices obtenus à chaque point, ce critère approche mieux la répartition de la manipulabilité au cours du geste puisqu'il opère comme un moyenneur.
  Certes une bonne moyenne n'interdit pas un passage proche d'une singularité, mais ce critère opère au sein d'un processus plus global qui limite ce risque : tout d'abord la gestion de la redondance de l'instrument tend à maximiser localement l'indice de manipulabilité, donc à éloigner le manipulateur d'une éventuelle singularité. De plus, dans

le cas où un passage par une faible manipulabilité serait impossible à prévenir, le score obtenu par un tel instrument serait forcément moins bon qu'un instrument n'ayant pas cette singularité. Le processus d'optimisation évolutionnaire favoriserait alors l'individu à la manipulabilité maximale.
Ainsi le critère de performance pour la dextérité au cours du geste chirurgical utilisé est la somme des indices de manipulabilité le long de la trajectoire.

4.3.3 Distance aux organes

Le critère de distance aux organes est un critère primordial pour la conception d'un tel instrument. Il doit être perçu comme un critère de sécurité, et non comme un critère à maximiser absolument. Pour cela, la distance minimale entre l'instrument et les organes au cours de la réalisation du geste paraît adaptée.

L'aspect sécurité est traité non seulement par ce critère global, mais aussi de manière locale lors de la résolution de la redondance où l'instrument est commandé pour s'éloigner des organes si celui-ci est trop proche.

Le calcul de la distance minimale entre l'instrument et les organes est détaillé en annexe D pour une position courante. Les organes sont approximés par des primitives géométriques simples (éllipsoïde, sphère et cylindre) et illustrés en figure 4.15. Le calcul du critère de performance sur la distance aux organes est défini comme le minimum des distances instrument-organes atteintes à chaque point de la trajectoire.

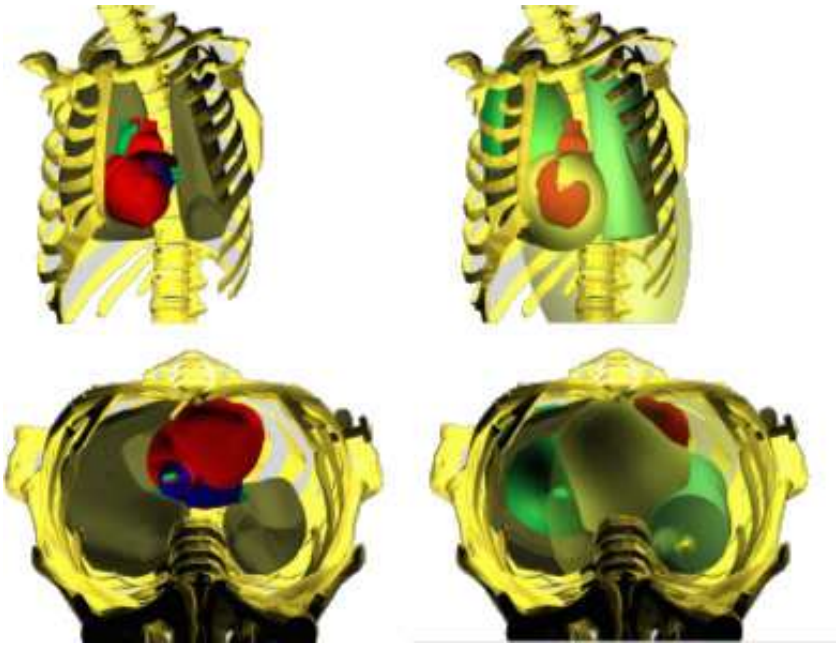


FIG. 4.15 – Approximation des organes par des primitives simples

4.3.4 Efforts généralisés

A cause des fortes contraintes sur la taille des instruments, la conception mécanique proposée (section 2) n'autorise que de faibles couples articulaires commandables. La commande développée en section 4.2.3.1 s'appuie sur l'irréversibilité des transmissions pour transmettre les efforts lorsque certaines liaisons doivent être bloquées. Tous les couples articulaires sont donc transmis via ces liaisons. La taille des modules étant faible, les pièces de structure qui reprennent ces efforts sont elles-même de faibles dimensions et ne peuvent donc pas supporter des chargements trop importants.
Ce critère de performance, qui doit être minimisé, permet donc de veiller à ce que pour des performances égales sur les autres objectifs, seules les cinématiques générant des couples articulaires modérés soient sélectionnées.

Le calcul des efforts généralisés est basé sur la modélisation du geste chirurgical détaillée au chapitre 1 et qui permet de connaître, pour chaque point de la trajectoire, l'effort $F = [\vec{0}; \vec{F}]$ qui doit être généré pour réaliser l'anastomose. Les couples articulaires $\tau_{anastomose} = [\tau_1 \ \tau_2 \ \ ... \ \tau_n]^t$ nécessaires pour générer cet effort sont donnés par

$$\tau_{anastomose} = J^t F$$

A cela doivent être ajoutés les couples articulaires $\tau_{gravite}$ nécessaires pour

compenser la gravité. Les couples articulaires totaux τ sont donc donnés par

$$\tau = \tau_{anastomose} + \tau_{gravite}$$

Ce critère de performance doit donc être vu comme un critère secondaire, assimilable à un critère de sécurité. Sa valeur est prise égale au couple articulaire maximum atteint par chaque articulation et pour chaque point de la trajectoire.

4.4 Algorithme général de la simulation

La simulation réaliste reprend les différents points traités dans cette section. Son fonctionnement complet est illustré par le pseudo-code présenté en figure 4.16.

Calcul de dX désiré initial
Tant que (TrajectoireTerminée = 0)
  Tant que (Butées Violées) ET (BreakboucleButee = 0)
    Copie $q_{courant} \rightarrow q_{testviolation}$
    NbBouclesButees ++
    Tant que (NbBouclesConvergenceDx < nbMax)
      NbBouclesConvergenceDx ++
      Calcul J et M_q
      Tant que (Violation Butées ou Couples)
        Réduit J
        Calcul $J^{\#} = M_q^{-1} J^T [J M_q^{-1} J^T]^{-1}$
        Calcul $dq_1 = J^{\#} dX$
        Calcul Distance aux organes et β
        Calcul $\frac{\partial h}{\partial q} = \beta \frac{\partial h_{organes}}{\partial q} + (1-\beta)\frac{\partial h_{manip}}{\partial q}$
        Calcul $dq_2 = (\mathbb{I} - J^{\#} J)^{-1} \frac{\partial h}{\partial q}$
        Calcul α tel que $q_{courant} + dq_1 + \alpha dq_2 < q_{max}$
        Calcul $dq = dq_1 + \alpha dq_2$
        Calcul $q_{testviolation} += dq$
        Calcul MGD, Nouveau dx, $Erreur_{position}$ et $Erreur_{orientation}$
        Si ($Erreur_{position} < Erreur_{posMax}$) ET ($Erreur_{orientation} < Erreur_{orientMax}$)
          NbBouclesConvergenceDx = nbMax+1 ⇒ Point Atteint, Sortie boucle
        Si (NbBouclesConvergenceDx = nbMax-1) ET ($Erreurs > Erreurs_{Max}$)
          NbBouclesConvergenceDx = nbMax+1 ⇒ Point Impossible, Sortie boucle
          BreakboucleButee = 1 ⇒ Fin simulation
        Vérifie Violation Butées et Couples Articulaires
    Si ($NbBouclesButee > NbBouclesButee_{Max}$) BreakboucleButee = 1 ⇒ fin simulation
  Si (BreakboucleButee = 1) TrajectoireTerminée = 1 ⇒ Fin simulation
  Calcul $dq_{total} = q_{testviolation} - q_{courant}$
  Copie $q_{testviolation} \rightarrow q_{actuel}$
  Déplacement graphique de l'instrument
  Calcul indices de performance pour le point en cours
  Si (point actuel = dernier point de la trajectoire) TrajectoireTerminée = 1 ⇒ fin Simulation :
  Sinon incrémente le point en cours dans la trajectoire
Calcul des critères de performance globaux à partir des critères de chaque point atteint
Retourne les scores de l'instrument au processus d'optimisation
Fin simulation

FIG. 4.16 – Pseudo code de la simulation réaliste

4.5 Conclusion

La simulation détaillée dans ce chapitre a pour objet d'évaluer les instruments issus du processus d'optimisation quant à leur performance lors de la réalisation du geste chirurgical. Le comportement réaliste de l'instrument lors de la réalisation de ce geste est assuré par l'utilisation d'une commande cinématique basée sur un modèle différentiel inverse avec résolution éventuelle de la redondance. Cette redondance est utilisée pour maximiser localement la manipulabilité de l'instrument et l'éloigner des organes en cas d'une trop grande proximité.

La loi de commande mise en oeuvre pour les simulations est utilisable, moyennant quelques adaptations, pour la commande de l'instrument réel. En effet, de tous les calculs réalisés, seul le calcul de la distance aux organes doit être modifié puisque l'application à l'identique de celui-ci nécessiterait la réalisation en pré-opératoire d'un scanner thoracique avec extraction des organes et recalage en per-opératoire. En revanche, l'utilisation de micro-capteurs de contact en technologie MEMS CMOS, tels que ceux développés au LRP au sein du projet AGEND (figure 4.17), positionnés sur la surface externe de l'instrument est envisagée. Des algorithmes adaptés peuvent alors être utilisés dans la résolution de la redondance pour éviter les contacts [115, 116].

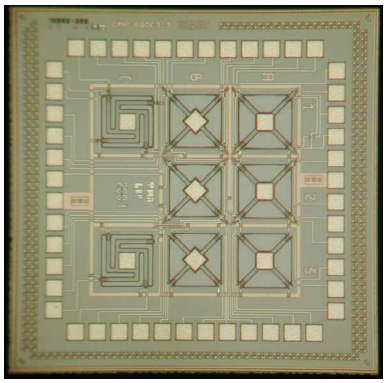
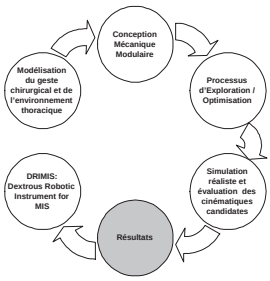


FIG. 4.17 – Puce du LRP incluant 8 capteurs d'effort (1,5 mm de coté)

Chaque instrument simulé est évalué d'après quatre critères de performance : capacité à réaliser le geste chirurgical, manipulabilité au cours de la réalisation du geste, distance aux organes et couples articulaires.

Les notes obtenues sont retournées ensuite au processus d'optimisation afin de faire évoluer la population d'instruments et obtenir les instruments les mieux adaptés au geste chirurgical considéré.



Chapitre 5

Résultats d'optimisation

Les chapitres précédents ont permis de mettre en place les éléments nécessaires à la méthode de conception optimale des instruments robotisés pour la chirurgie mini-invasive.

Cette méthode a été appliquée au geste d'anastomose lors d'un pontage coronarien. Ce chapitre présente les résultats d'optimisation obtenus.

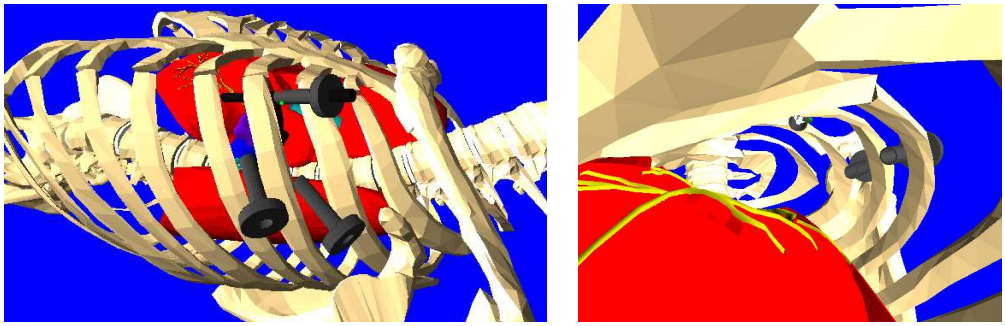
5.1 Application de la méthodologie à la conception d'un instrument chirurgical

En introduction de ce mémoire, il a été rappelé que, pour les instruments robotisés actuels, la position des trocarts joue un rôle primordial pour la capacité du chirurgien à réaliser l'intégralité de la procédure en maintenant une dextérité suffisante. L'augmentation de dextérité liée à la conception d'un instrument à haute mobilité devrait certes compenser ce problème mais il paraît souhaitable, voire nécessaire, de s'en assurer. De même il paraît souhaitable de sélectionner un instrument qui soit optimal pour les positions classiques des trocarts. Un tel instrument serait alors en mesure d'offrir au chirurgien les garanties maximales de capacité à réaliser le geste chirurgical considéré.

En revanche, comme illustré au chapitre 4, le critère de manipulabilité utilisé n'est pas invariant vis-à-vis d'un changement de référentiel de calcul de la jacobienne. Ce dernier étant placé au centre du trocart, un instrument évalué avec le trocart placé dans le 3ème espace inter-costal ne peut pas être comparé avec un instrument évalué avec le trocart placé dans le 4ème espace inter-costal.

En conséquence, le processus d'optimisation a été appliqué de manière distincte pour trois positions différentes de trocart, préconisées par le chi-

rurgien N. Bonnet de l'hôpital de la Pitié Salpêtrière à Paris. Celles-ci sont illustrées sur la figure 5.1 et correspondent au 3ème et 4ème espace intercostal, seul l'instrument correspondant à la main droite du chirurgien étant considéré dans notre approche.



(a) Vue extérieure (b) Vue intérieure proche du coeur

FIG. 5.1 – Positions du trocart utilisées

Par suite, en section 5.4.4, seuls les instruments étant présents sur les fronts de Pareto correspondant à ces trois positions du trocart seront considérés comme optimaux pour réaliser le geste chirurgical.

5.2 Validation de la méthodologie de conception optimale proposée

La procédure d'optimisation multi-objectifs a donc été appliquée au problème de conception d'instruments chirurgicaux mini-invasifs. Leur codage ainsi que les opérateurs génétiques utilisés sont détaillés au chapitre 3. Les instruments proposés sont évalués par simulation réaliste du geste d'anastomose lors d'un pontage coronarien. Celle-ci est détaillée au chapitre 4 et évalue les instruments selon 4 critères :

- Performance en suivi de trajectoire ($C_{trajectoire}$ à maximiser),
- Distance minimale aux Organes ($C_{distance}$ à maximiser),
- Manipulabilité locale ($C_{manipulabilite}$ à maximiser)
- Couple articulaire maximal (C_{couple} à minimiser).

Deux contraintes sont mises en place : l'instrument doit être capable de réaliser une grande partie de la trajectoire ; son indice de performance doit donc être supérieur à un certain seuil, fixé empiriquement à 2000 (2000 points

sur les 2050 de la trajectoire). De plus, l'instrument doit en toute circonstance éviter les organes. La seconde contrainte porte donc sur la distance minimale enregistrée lors de la simulation ; elle doit être supérieure à 0,1mm ou 5 mm, suivant l'optimisation réalisée.

Pour valider la méthodologie de conception optimale proposée, il est nécessaire de montrer la convergence et la répétabilité du processus d'optimisation. Pour cela, plusieurs optimisations ont été réalisées avec le trocart placé dans le 3ème et le 4ème espace inter-costal.

5.2.1 Observations préliminaires

Le processus d'optimisation et la simulation réaliste ont été développés en parallèle. Ainsi, plusieurs séries d'optimisations préliminaires utilisant des versions intermédiaires de la simulation réaliste ont été réalisées. Les apprentissages effectués lors de celles-ci ont amené à ajuster certains paramètres pour l'utilisation finale du processus d'optimisation et le choix de l'instrument le mieux adapté à la procédure chirurgicale considérée.

5.2.1.1 Taille des modules :

Au cours de ces optimisations préliminaires, la taille des modules est considérée comme un paramètre d'optimisation pouvant varier dans un intervalle de 10 mm au delà de la taille minimale du module considéré. Or il s'avère que les fronts de Pareto obtenus ne contiennent que des instruments dont les modules ont la taille minimale. Ce phénomène est logique et cohérent puisque des modules de faible longueur permettent d'augmenter la manipulabilité, de réduire les couples articulaires et d'améliorer l'adaptabilité de l'instrument à l'environnement et donc d'améliorer ses capacités d'évitement d'obstacle. En conséquence, pour le reste des optimisations, la taille des modules est fixée à leur longueur minimale, afin de réduire les temps de convergence.

5.2.1.2 Nombre de modules :

Il apparaît également que, pour la tâche de pontage sur l'artère interventriculaire, les instruments composés de plus de 4 modules ont des comportements inadaptés dans la cage thoracique : mouvements de très grande ampleur, changement de postures, enroulement... Ces comportements sont dus à leur longueur excessive : pour réaliser le geste tout en évitant les obstacles, ils sont obligés d'occuper une grande partie de la cage thoracique et

de changer de posture de manière inopportune, tel qu'illustré en figure 5.2 pour un instrument composé de 6 modules pour 9 ddl. Les optimisations seront donc réalisées avec des instruments dotés au maximum de 4 modules. Ce nombre de modules devra être ré-évalué pour d'autres procédures, comme un pontage sur l'artère circonflexe par exemple.

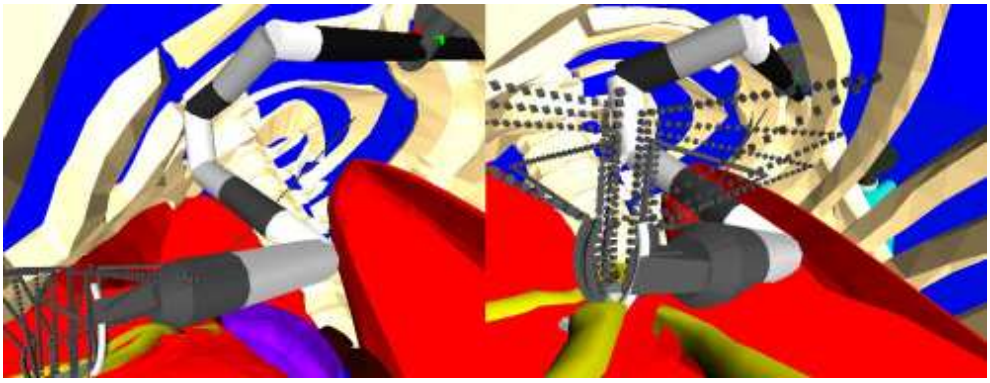


FIG. 5.2 – Instrument composé de 6 modules pour 9 ddl

5.2.1.3 Biais de l'indice de manipulabilité :

Autre phénomène mis en avant lors de ces optimisations préliminaires : le processus multiplie les modules de type rotation propre (modules de type 2 dans la table 2.2) placés en début de la chaîne série, à la base de l'instrument, comme illustré sur le front de Pareto optimal obtenu en figure 5.3. Rappelons que la cinématique des instruments est codée comme une suite de modules, numérotés de 1 à 9, et détaillés au chapitre 2.

En effet, placer des articulations de type 2 (rotation propre) à la base de l'instrument permet d'augmenter sa manipulabilité tout en n'intervenant pas sur la distance aux organes puisque les modules considérés ne sont pas, la plupart du temps, insérés dans la cage thoracique. Ce comportement est en tout état de cause un biais non désiré du codage des instruments et du calcul de l'indice de manipulabilité puisque la rotation propre que ces modules fournissent est déjà réalisée par l'un des 4 ddl du trocart. Pour les optimisations suivantes, tout instrument ayant un module de rotation propre dans cette position sera donc déclaré non valide.

5.2.1.4 Influence de la taille de la population :

La taille de la population est un paramètre qui peut influencer la convergence vers l'optimum global et le temps nécessaire pour y arriver. En effet,

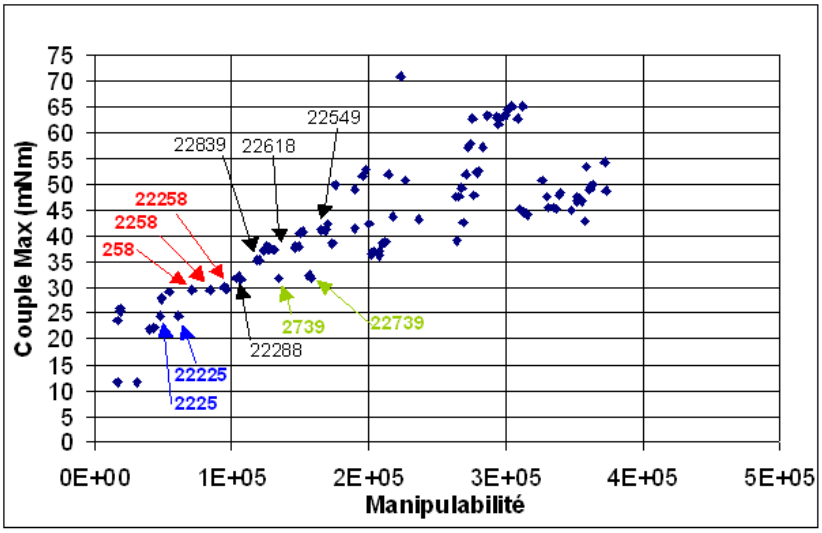


FIG. 5.3 – Mise en évidence d'instruments du biais

pour une population de petite taille, le pool de diversité génétique est faible : les mutations et croisements génèrent en effet peu d'individus à chaque génération. Il y a un risque important que cette diversité s'épuise rapidement et que l'optimisation converge vers un optimum local. Cependant, peu d'individus devant être évalués à chaque génération, la convergence est atteinte rapidement. Une population de petite taille permet donc au processus d'optimisation de se dérouler assez rapidement, avec cependant un risque important de convergence locale.

A l'opposé, une optimisation avec une population de taille très importante maximise ses chances de converger vers l'optimum global mais nécessite un nombre beaucoup plus important d'évaluations ; le temps nécessaire à la convergence est alors très grand.

Un compromis doit alors être réalisé entre temps nécessaire à la convergence et risque que celle-ci soit locale. Dans l'optimisation mise en place pour les instruments de chirurgie mini-invasive, il s'avère, après un nombre important d'essais préliminaires, qu'une population de 150 individus est un bon compromis lorsque le trocart est placé sur le côté de la cage thoracique. Une population de 50 individus mène, pour certains cas, à une convergence précoce, tandis que 200 individus rendent les temps de convergence désastreux (plus de 15 jours). Lors des optimisations réalisées avec cette position de trocart, des populations de 150 individus seront donc utilisées.

Pour les optimisations avec un trocart placé sur le dessus du 3ème espace inter-costal, la taille de la population est fixée à 250. En effet, dans ce cas

particulier, très peu d'instruments sont valides. Il faut donc disposer d'une grande population pour augmenter la diversité. Cependant, la majorité des individus évalués étant incapables de réaliser la trajectoire, leur évaluation est très rapide et la taille de la population n'est pas pénalisante pour les temps de convergence.

5.2.2 Convergence

La figure 5.4 montre l'évolution de la population, donc du front de Pareto, lors d'une optimisation. Celle-ci utilisant 4 objectifs, une représentation de la population par projection sur les plans des objectifs est utilisée. Pour l'optimisation concernée, les deux contraintes imposent que $C_{trajectoire} > 2000$ et $C_{distance} > 5mm$.

Dans l'optimisation illustrée, la population est de 150 individus, le nombre de modules de l'instrument est limité à 4, le trocart placé sur le côté du 3ème espace inter-costal et les opérateurs génétiques sont appliqués proportionnellement : taux de mutation 60%, taux de mutation créatrice 20%, taux de mutation destructrice 20% et taux de croisement 80%. Il est à noter que dans le cas d'application proportionnelle des opérateurs génétiques, ces taux sont normalisés de manière à ce que leur somme fasse 100%, et un seul opérateur est sélectionné et appliqué au chromosome.

Comme illustré sur l'image de la population en génération 1, figure 5.4, la population initiale contient un nombre important d'individus violant l'une ou l'autre des contraintes. L'utilisation de la domination sous contrainte dans la sélection, associée à un élitisme fort permettent, dès la deuxième génération de ne compter que des individus valides dans la population. L'optimisation se poursuit alors en optimisant les compromis entre les différents objectifs, comme illustré par les images de la population pour les générations 5, 7, 12, 26, 44 et 61.

La distance minimale aux organes semble atteindre un palier à 10 mm (5mm sur les images puisque la contrainte de 5 mm est soustraite de la distance réelle). Cette distance d'environ 10 mm correspond à la distance minimale atteinte lorsque l'instrument réalise les points de suture. En effet, comme illustré en figure 5.5, dans cette situation, la configuration de l'aiguille, donc du dernier module est totalement déterminée par la trajectoire. La distance au coeur obtenue en ce point dépend donc de la longueur du dernier module. Pour les modules à 2 ddl, majoritaires lors des optimisations, cette distance est d'une dizaine de millimètres.

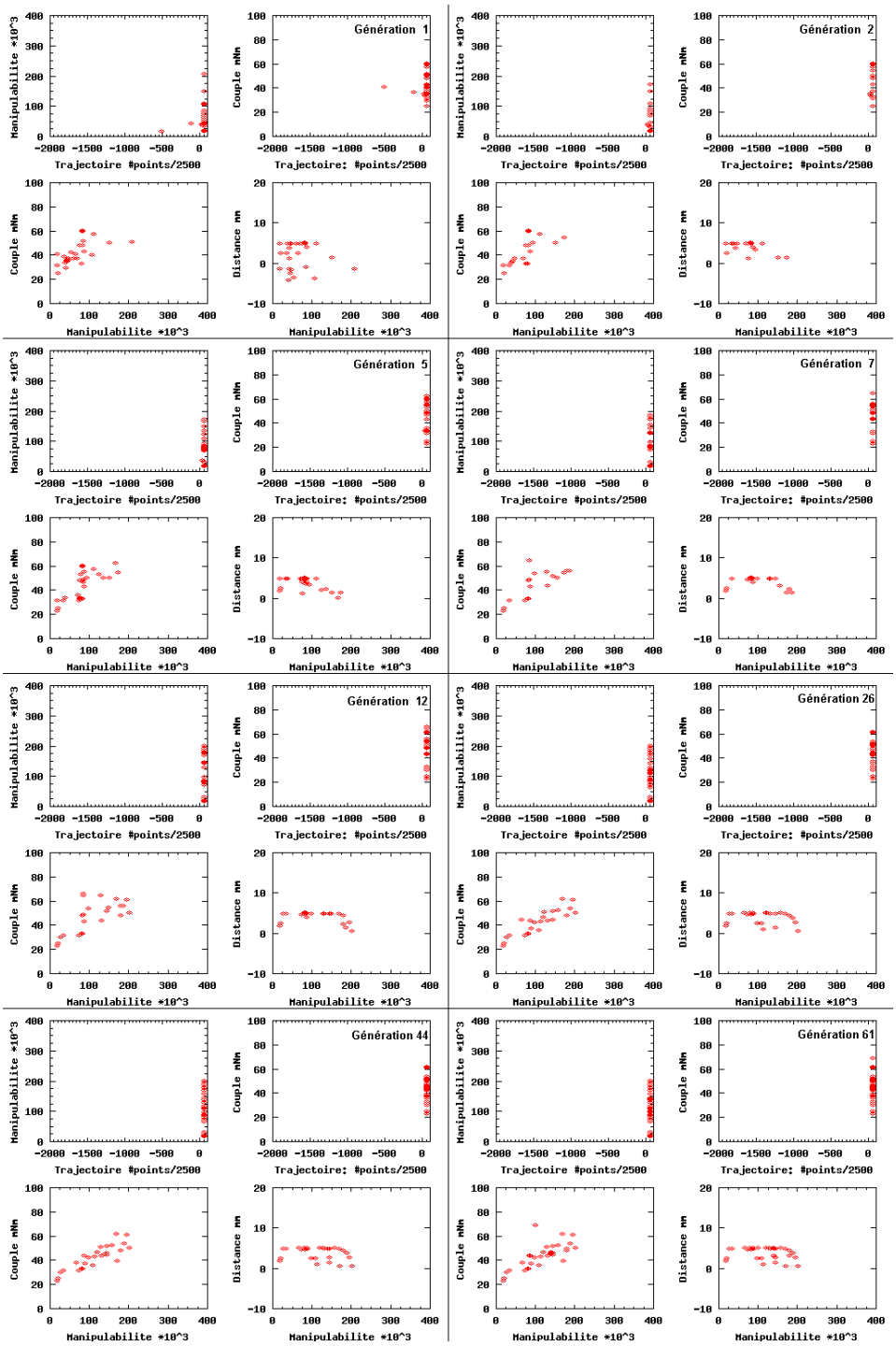


FIG. 5.4 – Convergence vers le front Pareto optimal, au fil des générations

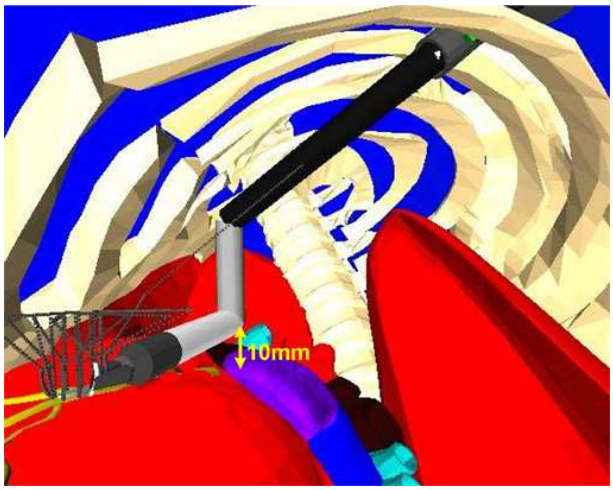


FIG. 5.5 – Distance minimale aux points de perforation de la coronaire

La forme arrondie du front, visible sur la projection correspondant à la distance aux organes et obtenue pour les instruments à grande manipulabilité, traduit leur grande longueur : une telle manipulabilité ne peut être obtenue que par un grand nombre de degrés de liberté, donc de modules. Ceux-ci ont alors du mal à se déplacer dans la cage thoracique sans s'approcher des organes. Cela se traduit également par un couple maximal important.

Les résultats obtenus lors de l'optimisation sont donc cohérents et logiques, argumentant ainsi pour leur validité. Aucune théorie n'est, à notre connaissance et à ce jour, disponible pour prouver la convergence globale d'un algorithme génétique multi-objectifs. Une solution pour tendre vers cet objectif est de réaliser une étude statistique qui prouve la répétabilité des optimisations réalisées. Cependant, pour l'application qui nous concerne, les temps nécessaires à l'évaluation des populations empêchent toute véritable étude statistique portant sur une centaine d'optimisations : même parallélisée sur un cluster de 10 machines, les temps de convergence sont de l'ordre d'une semaine.

Afin néanmoins de s'approcher d'une validation statistique, une série de 8 optimisations a été réalisée pour une même position du trocart, en faisant varier à chaque fois la population initiale, le générateur de nombres aléatoires ainsi que les taux et l'ordre d'application des opérateurs génétiques de mutation et croisement (séquentiels ou proportionnels).

5.2.3 Répétabilité

Les optimisations servant à évaluer la répétabilité du processus d'optimisation et sa convergence sont telles que la longueur des modules est fixée à leur longueur minimale et que l'on considère invalides les instruments dont le premier module d'actionnement est de type rotation propre.

Comme illustré en section 5.2.2, lors de l'optimisation, la sélection basée sur la non domination sous contrainte assure que tous les instruments du front de Pareto obtenu obtiennent un score de 2000 sur les 2050 maximum. Cependant, les instruments capables de réaliser ce score sont, pour la quasi totalité, aptes à terminer la trajectoire. Les individus appartenant aux fronts de Pareto optimaux obtenus ont tous un score de 2050. Pour des soucis de lisibilité des figures illustrant les fronts de Pareto, les projections des populations sur les plans mettant en oeuvre l'indice de performance en suivi de trajectoire seront donc omis.

Deux séries d'optimisations ont été réalisées pour évaluer la répétabilité de la méthodologie : la première concerne 8 optimisations avec le trocart placé sur le côté du 3ème espace inter-costal. La seconde concerne l'optimisation d'instruments lorsque le trocart est placé sur le côté du 4ème espace inter-costal.

5.2.3.1 3ème espace inter-costal

Huit optimisations ont été réalisées avec des instruments de 4 modules maximum, placés sur le côté du troisième espace inter-costal. Pour 7 d'entre elles, illustrées figures 5.6 à 5.12, la contrainte de distance aux organes a été fixée à 5 mm et pour la dernière optimisation, figure 5.13, celle-ci a été descendue à 0,1mm. Pour chaque optimisation, la population initiale et les valeurs des opérateurs génétiques sont différents.

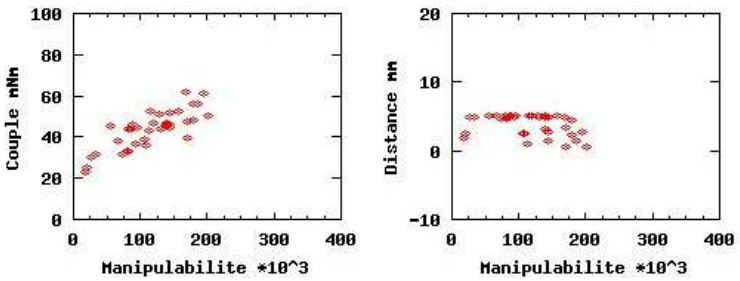


FIG. 5.6 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 1

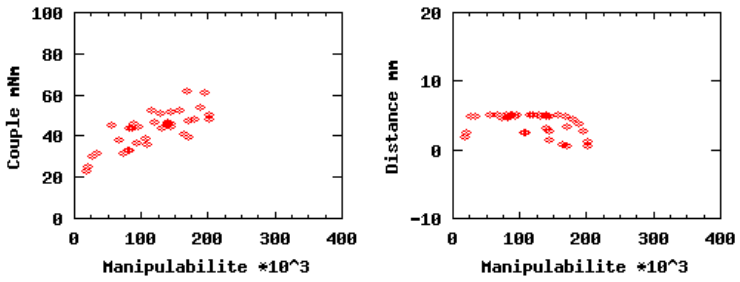


FIG. 5.7 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 2

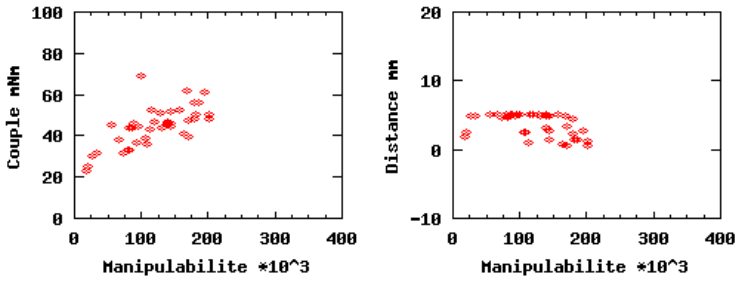


FIG. 5.8 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 3

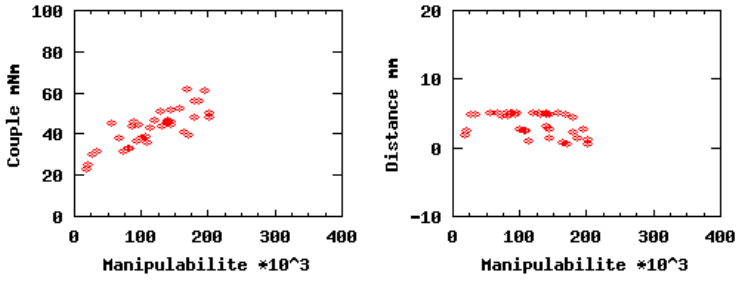


FIG. 5.9 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 4

Il apparaît clairement que les fronts correspondant à la distance de 5 mm sont identiques pour les 7 optimisations, à l'exception de deux individus qui alternent de position. Le plateau correspondant à une distance aux organes de 10 mm est présent sur toutes les optimisations et sa courbure y est similaire.

Lorsque la distance de sécurité est réduite à 0,1mm, le front est beaucoup plus large et des valeurs de manipulabilité plus importantes peuvent être atteintes. Ces grandes valeurs de manipulabilité sont néanmoins obtenues pour des instruments ayant une distance aux organes très faible, preuve que

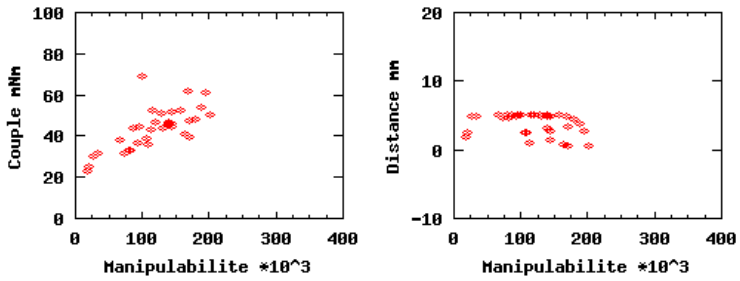


FIG. 5.10 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 5

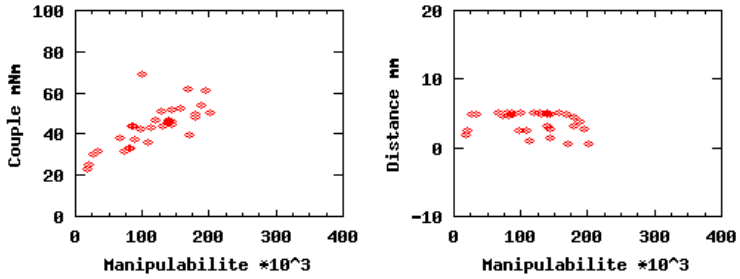


FIG. 5.11 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 6

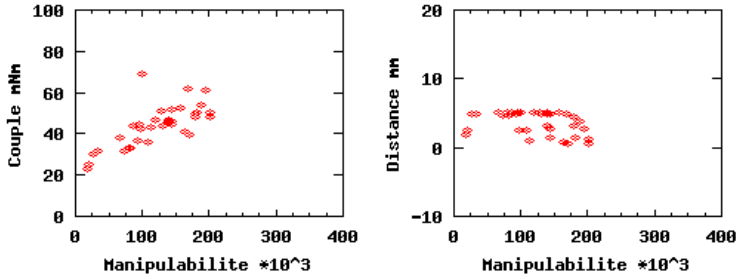


FIG. 5.12 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 7

la longueur des instruments à grand nombre de degrés de liberté gêne leurs déplacements et les oblige à se rapprocher des organes. Si l'on observe le front de Pareto de cette dernière optimisation, projeté sur les plans Manipulabilité - Distance et que l'on se restreint aux distances supérieures à 5 mm, sa forme est similaire à celle des fronts obtenus avec une distance de contrainte de 5mm. La courbe du plateau pour les valeurs de manipulabilité importantes est néanmoins plus franche. Cela est probablement dû à la plus grande diversité de la population qui permet de générer davantage d'individus nouveaux, et

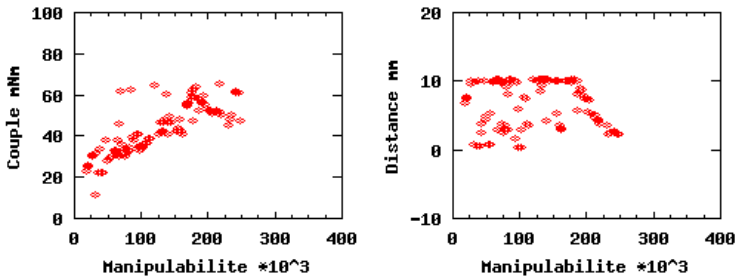


FIG. 5.13 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm - Optimisation 8

ainsi combler les espaces vides du front de Pareto. Pour ces 8 optimisations, un front de Pareto identique est donc obtenu.

5.2.3.2 4ème espace inter-costal

Pour cette série d'optimisations, le trocart est placé sur le côté du 4ème espace inter-costal. Trois optimisations sont réalisées avec une contrainte de distance de 5 mm et des instruments de 4 modules maximum. La première est réalisée en appliquant les opérateurs génétiques de manière séquentielle avec les taux suivants : 60% pour le croisement et 60% pour la mutation. Le type de cette dernière étant choisi proportionnellement avec les taux suivants : 90 % pour la mutation standard, 30% pour la mutation génératrice de modules et 30% pour la mutation destructrice de modules. Pour les deux dernières optimisations, les opérateurs sont appliqués proportionnellement avec les taux suivants : 80 % pour la mutation standard, 20% pour la mutation génératrice de modules, 20% pour la mutation destructrice de modules et 80% pour le croisement. La population initiale est générée aléatoirement dans chacun des cas.

Les fronts de Pareto optimaux obtenus sont illustrés figures 5.14 à 5.16.

Pour cette position de trocart également, les fronts de Pareto obtenus sont identiques, preuve de bonne répétabilité de la procédure d'optimisation.

Les 13 fronts de Pareto obtenus lors de ces deux séries d'optimisation ne sont pas assez nombreux pour constituer des résultats statiques permettant de prouver la répétabilité de la procédure mise en place. Les temps de convergence importants ne permettent cependant pas d'envisager une telle étude statistique sur un très grand échantillon. Néanmoins, les fronts étant identiques pour les deux séries, il paraît justifié de considérer répétable la méthodologie de conception optimale proposée.

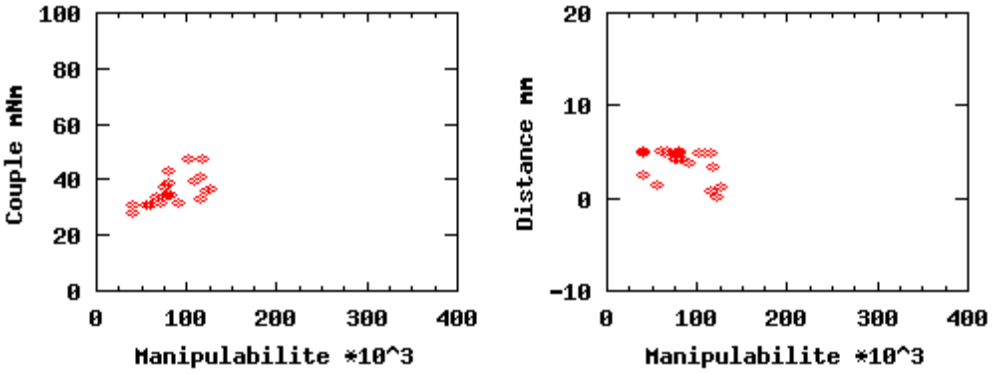


FIG. 5.14 – Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 1

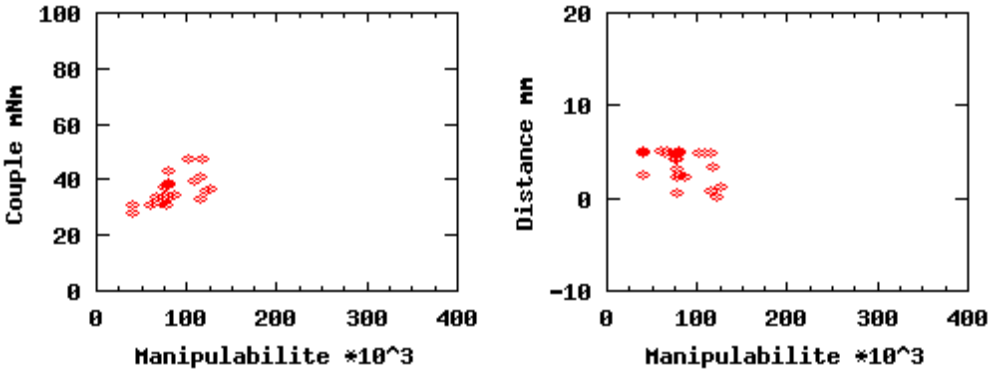


FIG. 5.15 – Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 2

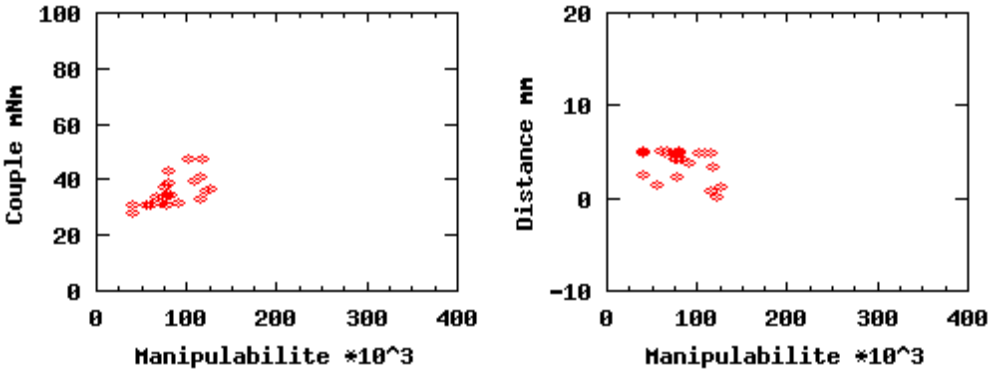


FIG. 5.16 – Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 5mm - Optimisation 3

5.2.4 Robustesse de l'optimisation

Afin de tester la robustesse de l'optimisation vis-à-vis de faibles variations de la tâche, une série d'optimisations a été réalisée avec le trocart placé sur le côté du 4ème espace inter-costal. L'élément le plus critique concernant la robustesse est la trajectoire à reproduire. Ainsi, pour cette optimisation, l'orientation de l'anastomose est modifiée de 3 degrés, comme illustré en figure 5.17.

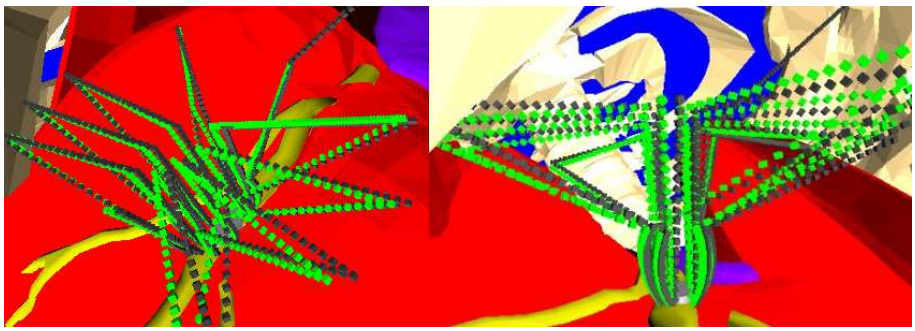


FIG. 5.17 – Modification de l'orientation de la trajectoire

La méthodologie de conception reposant très fortement sur la tâche à réaliser par les instruments, la rotation de la trajectoire effectuée devrait modifier le front de Pareto optimal. Plus l'amplitude de la rotation est grande, plus la tâche diffère des optimisations précédentes. Des rotations de 1 puis 3 degrés ont été opérées. Le front correspondant à la rotation de 1 degré, illustré en figure 5.18 est quasi similaire aux fronts de référence. 52% des individus contenus dans le front de Pareto avec rotation de 1 degré sont identiques à ceux des fronts de référence (figures 5.14 à 5.16). Les autres ont des cinématiques très similaires.

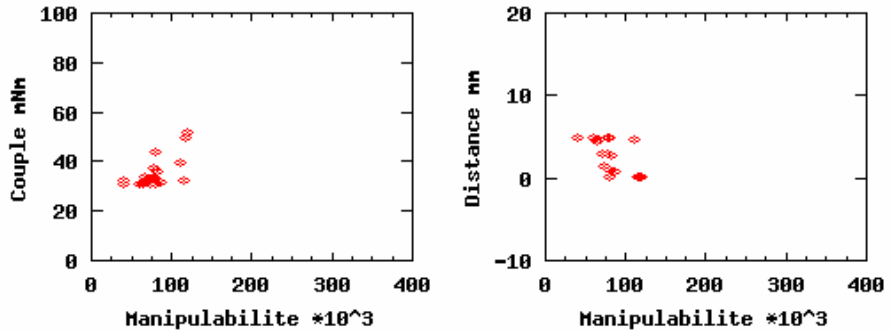


FIG. 5.18 – Front de Pareto obtenu pour l'évaluation de la robustesse-1degré

Lorsque la rotation est fixée à 3 degrés, le front optimal se différencie quelque peu mais conserve globalement la même forme, comme illustré en figure 5.19.

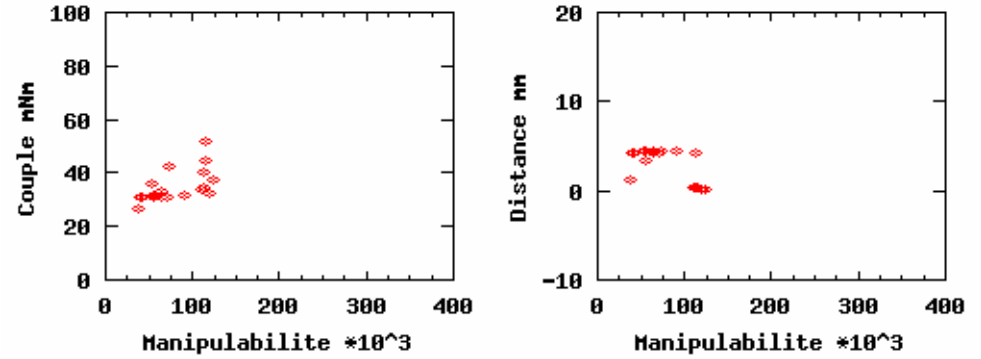


FIG. 5.19 – Front de Pareto obtenu pour l'évaluation de la robustesse-3degrés

Lorsque l'on regarde les individus composant ce nouveau front, il apparaît que 40 % d'entre eux sont identiques aux individus constituant les fronts de référence. Ces similitudes traduisent une bonne réaction de la procédure de conception vis-à-vis d'un changement non négligeable de la tâche à réaliser, donc une bonne robustesse de celle-ci.

5.2.5 Influence des opérateurs génétiques

Les opérateurs génétiques de croisement et de mutation influent sur la vitesse de convergence : le croisement est censé coupler les meilleurs individus pour générer des enfants avec les avantages des deux parents. La mutation est censée apporter de la diversité en explorant des zones inexplorées de l'espace des paramètres. Elle permet donc de trouver la cuvette de l'optimum global alors que le croisement permet de descendre cette cuvette et d'atteindre l'optimum. L'ordre d'application de ces opérateurs peut également influer sur la convergence.

Si l'on regarde l'influence de ces paramètres sur la vitesse de convergence pour les différentes optimisations réalisées, le tableau 5.1 peut être dressé :

Position Trocart	Optim.	Nb gen Convergence	Ordre Opérateurs	Taux Croisement	Tx Mutation Si séquentiel	Tx Mutation standard	Tx Mutation Générative	Tx Mutation Destructrice
3ème côté	4 modules-1	82	Séquentiel	0,8	0,4	0,8	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-2	75	Séquentiel	0,8	0,4	0,8	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-3	68	Séquentiel	0,8	0,4	0,8	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-4	52	Séquentiel	0,8	0,4	0,8	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-5	79	Proportionnel	0,8	x	0,4	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-6	61	Proportionnel	0,8	x	0,6	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-7	81	Proportionnel	0,8	x	0,8	0,2	0,2
3ème côté	4 modules-8	120	Proportionnel	0,8	x	0,6	0,4	0,4
3ème dessus	4 modules-1	33	Proportionnel	0,6	0,8	0,8	0,4	0,4
4ème côté	4 modules-1	36	Séquentiel	0,6	0,6	0,9	0,3	0,3
4ème côté	4 modules-2	55	Proportionnel	0,8	x	0,8	0,2	0,2
4ème côté	4 modules-3	39	Proportionnel	0,8	x	0,8	0,2	0,2

TAB. 5.1 – Influence des paramètres d'optimisation sur la convergence

Il apparaît qu'un très fort taux de mutation est nécessaire pour obtenir la convergence dans des temps raisonnables avec l'algorithme utilisé. En effet, de par le très fort élitisme de NSGAII, les solutions générées par croisement et mutation doivent être très performantes pour être sélectionnées et transmises aux générations suivantes. Or si un faible nombre d'individus est muté,

la probabilité d'explorer une zone inconnue de l'espace de recherche mais appartenant au front de Pareto est très faible. La diversité de la population est alors restreinte, introduisant des risques de convergence précoce.

Ces différentes optimisations montrent également que l'ordre d'application des opérateurs n'a pas d'influence marquée pour les optimisations réalisées et que l'influence des taux d'application des opérateurs génétiques est difficilement qualifiable sur un échantillon de cette taille. Les temps de convergence oscillant entre 2 jours et 2 semaines suivant la position du trocart, une étude statistique de plus forte ampleur est néanmoins difficilement envisageable.

5.2.6 Conclusion

Les résultats obtenus dans ce chapitre montrent la convergence, la répétabilité et la robustesse de la procédure d'optimisation, au cours de la méthodologie de conception optimale proposée. Ce constat permet donc de pleinement la valider et de l'appliquer au geste de pontage coronarien pour obtenir les cinématiques les mieux adaptés à ce geste.

5.3 Évolution du décodage génotype → phénotype

Le décodage du génotype en un phénotype est le passage du chromosome à évaluer, individu de la population, à l'instrument physique utilisé dans la simulation et dont la cinématique est évaluée. Ce décodage constitue donc un point très sensible. Les optimisations réalisées pour montrer la convergence, la répétabilité et la robustesse de la méthode utilisent un décodage direct du chromosome vers l'instrument. Ainsi, le chromosome
$< 50,0 \ ; \ 3 >< 36,0 \ ; \ 6 >< 37,0 \ ; \ 1 >< 42,.0 \ ; \ 5 >< 26,0 \ ; \ 4 >< 24,0 \ ; \ 2 >$
est décodé et transformé en l'instrument illustré en schéma bloc en figure 5.20 et dans la simulation en figure 5.21.

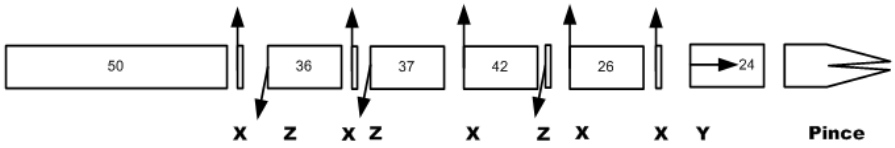


Fig. 5.20 – Instrument issu du décodage direct - Schémas blocs

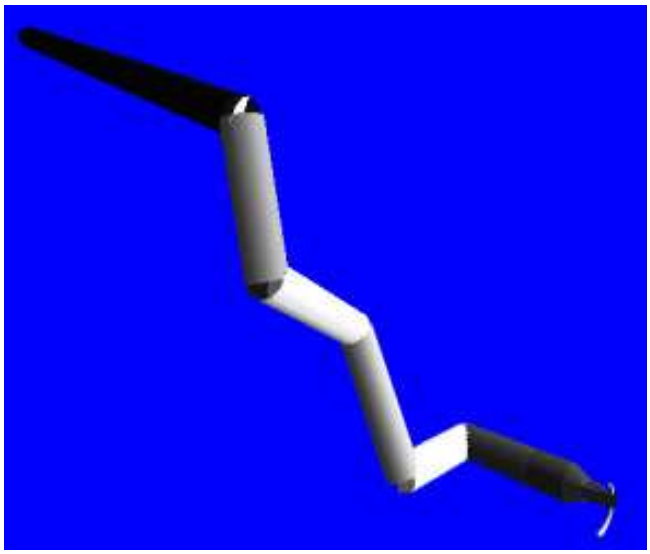


FIG. 5.21 – Instrument issu du décodage direct - Instrument simulé

Ce décodage direct génère donc un instrument dont certains axes ne sont séparés que de 0,01mm ; ces axes peuvent donc être considérés concourants. Or, de par la conception mécanique proposée, cette situation n'est pas possible pour la conception mécanique proposée puisque, comme illustré en figure 5.22, deux axes orthogonaux à la direction principale du module ne peuvent pas être séparés de moins de 15mm.

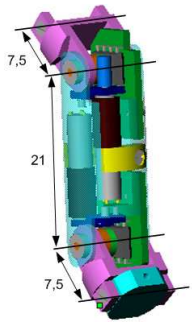
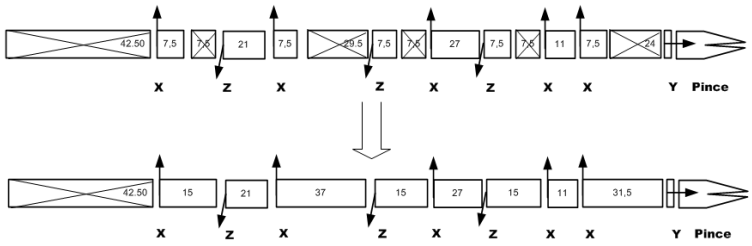


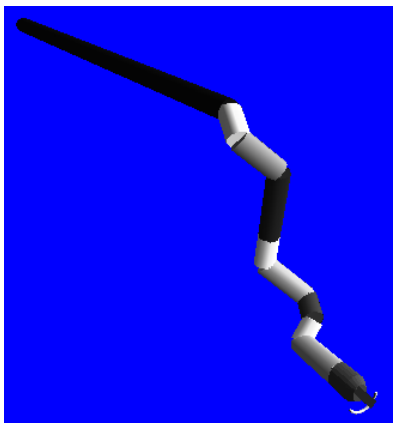
FIG. 5.22 – Module de la conception proposée

Cette différence introduit un changement important de la géométrie des instruments générés et évalués par la simulation. Pour le chromosome précédent, dans la même configuration articulaire et en utilisant un décodage adapté à la conception mécanique proposée, l'instrument généré est illustré en schéma bloc en figure 5.23(a) et dans la simulation en figure 5.23(b). Cette

différence de décodage induit des différences importantes dans la cinématique, et donc dans les scores d'évaluation.



(a) Schémas blocs



(b) Instrument simulé

FIG. 5.23 – Instrument issu du décodage adapté à la conception mécanique proposée

Le décodage permet donc d'adapter la méthodologie de conception modulaire aux spécificités de la conception mécanique utilisée pour la réalisation de l'instrument chirurgical. Cette adaptation ne modifie en rien le processus d'optimisation et ses caractéristiques (convergence, répétabilité et robustesse).

5.4 Détermination d'un instrument optimal pour le pontage coronarien

Les résultats obtenus jusqu'ici permettent de montrer que la méthodologie de conception optimale mise en place génère des résultats cohérents et répétables. Cela permet donc d'affirmer qu'il y a une très forte probabilité que la méthodologie proposée trouve le front de Pareto optimal du problème de conception d'instruments mini-invasifs robotisés à haute mobilité.

Elle est donc appliquée au geste de suture du pontage coronarien en prenant en compte les spécificités de la conception mécanique proposée au chapitre 2. Trois optimisations sont réalisées en considérant des instruments de 4 modules maximum, en faisant varier la position du trocart : sur le dessus ou le côté du 3ème espace inter-costal et sur le côté du 4ème.

5.4.1 Position trocart 3ème espace intercostal côté

Pour cette position du trocart, la contrainte de distance est fixée à 0,1 mm et les opérateurs génétiques sont appliqués proportionnellement avec les taux suivants : 80 % pour la mutation standard, 20% pour la mutation génératrice de modules, 20% pour la mutation destructrice de modules et 80% pour le croisement. Le front de Pareto optimal obtenu est présenté en figure 5.24. A nouveau, tous les individus de cette population obtiennent le score maximal pour la performance en suivi de trajectoire. Les résultats sont donc projetés sur les plans correspondants aux trois critères restants.

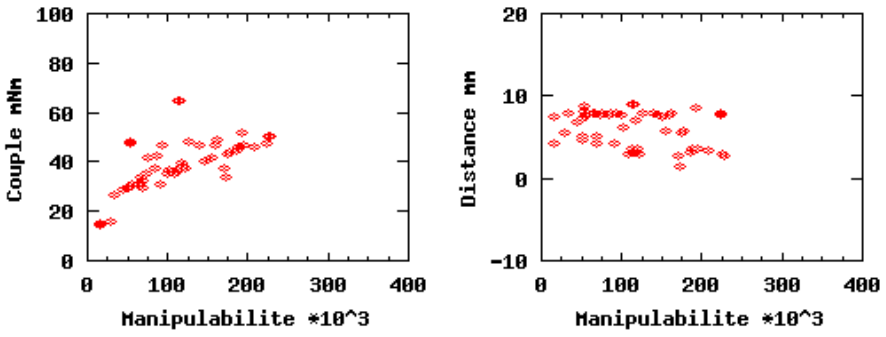


FIG. 5.24 – Front Pareto - 3ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm

Sur le plan couple-manipulabilité, la tendance générale est linéaire, illustrant ainsi que l'augmentation de manipulabilité est engendrée par une augmentation du nombre de modules, donc de la longueur totale de l'instrument,

et par conséquence du couple articulaire maximum nécessaire pour supporter la structure.

Sur le plan distance-manipulabilité, le palier explicité en section 5.2.2 est également présent. La distance maximale y est quelque peu inférieure, en moyenne de 8mm. Ceci s'explique aisément par le changement de décodage des instruments : le module lié à la pince est plus court, donc la distance au coeur plus faible.

Si l'on regarde plus précisément la nature des instruments qui composent ce front, il apparaît que ceux-ci se regroupent par nombre de degrés de liberté, comme illustré en figure 5.25. Ce comportement est tout à fait cohérent : plus le nombre de degrés de liberté augmente, plus la manipulabilité est grande, mais également le couple articulaire nécessaire aux articulations loin de l'effecteur pour vaincre la gravité et supporter le poids de la structure. Lorsque deux instruments obtiennent des scores similaires pour la distance et la manipulabilité, l'instrument ayant le moins de ddl aura un couple max plus faible et dominera ainsi l'instrument ayant un plus grand nombre de degrés de liberté.

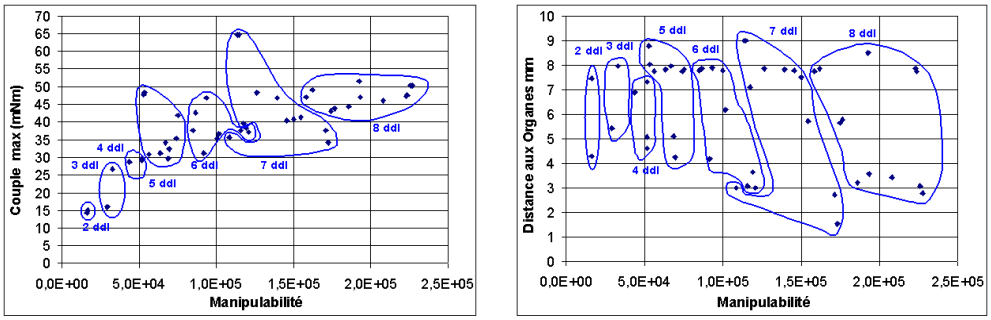


FIG. 5.25 – Répartition des instruments dans le front Pareto pour le 3ème espace inter-costal

5.4.2 Position trocart 3ème espace intercostal dessus

Pour cette position du trocart, la contrainte de distance est fixée à 0,1 mm et les opérateurs génétiques sont appliqués proportionnellement avec les taux suivants : 80 % pour la mutation standard, 20% pour la mutation génératrice de modules, 20% pour la mutation destructrice de modules et 80% pour le croisement. Le front de Pareto optimal obtenu est présenté en figure 5.26.

Cette position de trocart est extrêmement contraignante pour les instruments : le trocart est placé sur le dessus du thorax, proche du sternum.

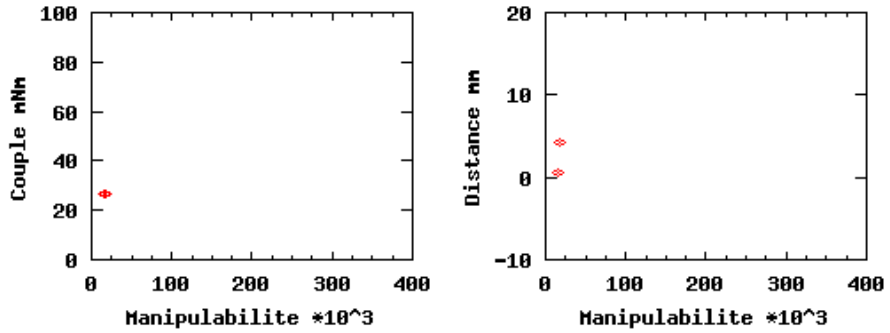


FIG. 5.26 – Front Pareto - 3ème interstice dessus - 4 modules - 0,1mm

Pour réaliser l'orientation désirée au premier point de suture, les instruments disposent donc de peu de place pour s'adapter aux organes et doivent être très compacts. De plus l'espace libre laissé aux instruments est très faible, et ce dès leur introduction. En conséquence, seuls des instruments compacts et dotés d'un faible nombre de modules peuvent réaliser correctement ce geste. Il apparaît, d'après l'évolution du front de Pareto, que quasiment tous les instruments capables de reproduire le geste chirurgical sont peu performants et sont donc dominés par les deux instruments présents dans le front de Pareto optimal. Ceux-ci sont constitués de 2 modules pour 4 ddl : $<$ 40,0 ; 5 $><$ 36,0 ; 9 $>$ et $<$ 36,0 ; 9 $><$ 36,0 ; 8$>$.

5.4.3 Position trocart 4ème espace intercostal côté

Celui-ci est très nettement réduit par rapport au 3ème espace inter-costal (fig 5.27) ; la manipulabilité maximale atteinte est diminuée de près de 45% et ce pour un même nombre maximal de modules par instrument. Ceci s'explique par le fait que cette position du trocart est presque à la verticale du coeur, ce qui limite drastiquement l'espace libre utilisable. La trajectoire d'approche pour atteindre le premier point de l'anastomose est également beaucoup plus abrupte et peu de cinématiques parviennent à la suivre correctement.

L'observation de la répartition des instruments dans le front (figure 5.28) montre le même phénomène que lorsque le trocart est placé sur le côté du troisième espace inter-costal : il y a regroupement des individus par nombre de degrés de liberté.

Il est intéressant de remarquer qu'aucun instrument de 2,3 ou 8 ddl n'est présent sur le front de Pareto. Cela est dû à un moins bon alignement du trocart : pour réaliser les orientations désirées un instrument doit se courber de manière importante. Couplée à la complexité de la trajectoire, cette

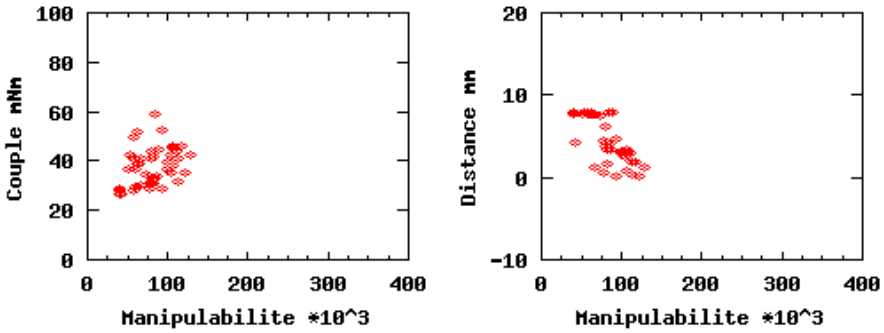


FIG. 5.27 – Front Pareto - 4ème interstice côté - 4 modules - 0,1mm

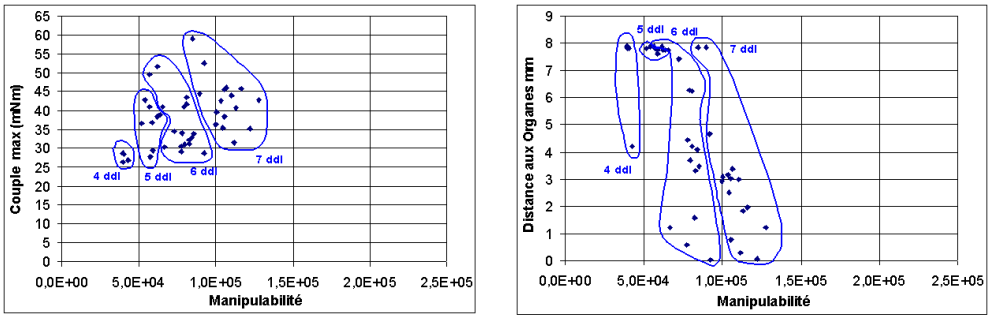


FIG. 5.28 – Répartition des instruments dans le front Pareto

particularité empêche les instruments à faible nombre de degrés de liberté de reproduire la trajectoire tout en évitant les organes. Dans le cas des instruments à grand nombre de ddl, pour compenser cette contrainte d'alignement, les articulations sont davantage sollicitées pour la tâche de suivi de trajectoire. Les capacités de mouvement interne sont alors faible et l'instrument ne peut éviter les organes.

5.4.4 Choix d'un instrument optimal

Le résultat de l'application de cette méthodologie au geste de suture est l'obtention de trois fronts de Pareto, correspondant à trois positions de trocart différentes.

Il revient alors au concepteur de décider quel compromis il désire faire concernant les 4 objectifs utilisés pour l'optimisation, et ainsi de décider quel instrument sera considéré comme le mieux adapté au problème considéré.

En ce qui concerne la procédure de pontage coronarien, l'objectif principal de cette conception optimale est de générer un instrument à haute mobilité

permettant de s'affranchir des problèmes de position des trocarts et de limitations de l'espace de travail des instruments actuels. Il doit donc être le plus généraliste et adaptable possible.

Un tel instrument doit donc être capable de réaliser le geste chirurgical correctement à partir du plus grand nombre possible de positions de trocart différentes. Il devrait alors appartenir à tous les fronts de Pareto optimaux obtenus et illustrés dans les paragraphes précédents. Les caractéristiques et les scores des individus de la population de chaque front est présent en annexe E.

Aucun instrument résultant de la campagne d'optimisation ne vérifie cette condition : lorsque le trocart est placé sur le dessus du troisième espace intercostal, la distance trocart-coeur est extrêmement faible ; les contraintes de longueur de l'instrument sont alors prédominantes pour que ce dernier puisse réaliser le geste. Les instruments obtenus ont 4 ddl au maximum. Cette position de trocart contraste donc avec les deux autres positions possibles pour lesquelles l'instrument dispose d'un espace de travail plus important. Les positions latérales du trocart étant logiquement préconisées par les chirurgiens, l'instrument choisi comme optimal pour la procédure doit être optimal pour ces deux positions.

Seuls 5 instruments remplissent ces critères : l'un est composé de 2 modules pour 4 ddl, deux autres sont composés de 3 modules pour 5 ddl et les deux derniers sont composés de 4 modules pour 6 ddl. Ces 5 instruments considérés comme optimaux pour les deux positions de trocart sont représentés en schémas blocs et codage dans la figure 5.29.

Les figures 5.30 et 5.31 montrent la position de ces instruments dans les fronts de Pareto obtenus pour les deux optimisations. On y remarque qu'ils sont positionnés à chaque fois dans une zone intermédiaire entre les instruments à faible manipulabilité et ceux à forte manipulabilité. Il semble donc que les autres instruments soient plus spécialisés alors que les cinq retenus ont un comportement les rendant plus adaptables à différentes configurations opératoires. On peut également y noter une amélioration des performances en manipulabilité variant, suivant l'instrument considéré, de +212% à +531% par rapport à l'instrument daVinci et pour le 3ème espace inter-costal.

Le comportement de ces 5 instruments est comparé sur la figure 5.32 vis-à-vis de l'évolution de leurs critères de performance pendant la réalisation du geste chirurgical.

Ces figures montrent l'évolution de l'indice de Yoshikawa normalisé pendant la réalisation du geste chirurgical pour les 5 instruments candidats ; rappelons que la trajectoire est extrapolée en 2050 points. Les courbes obtenues ont un aspect cyclique qui correspond aux 9 perforations de la coronaire.

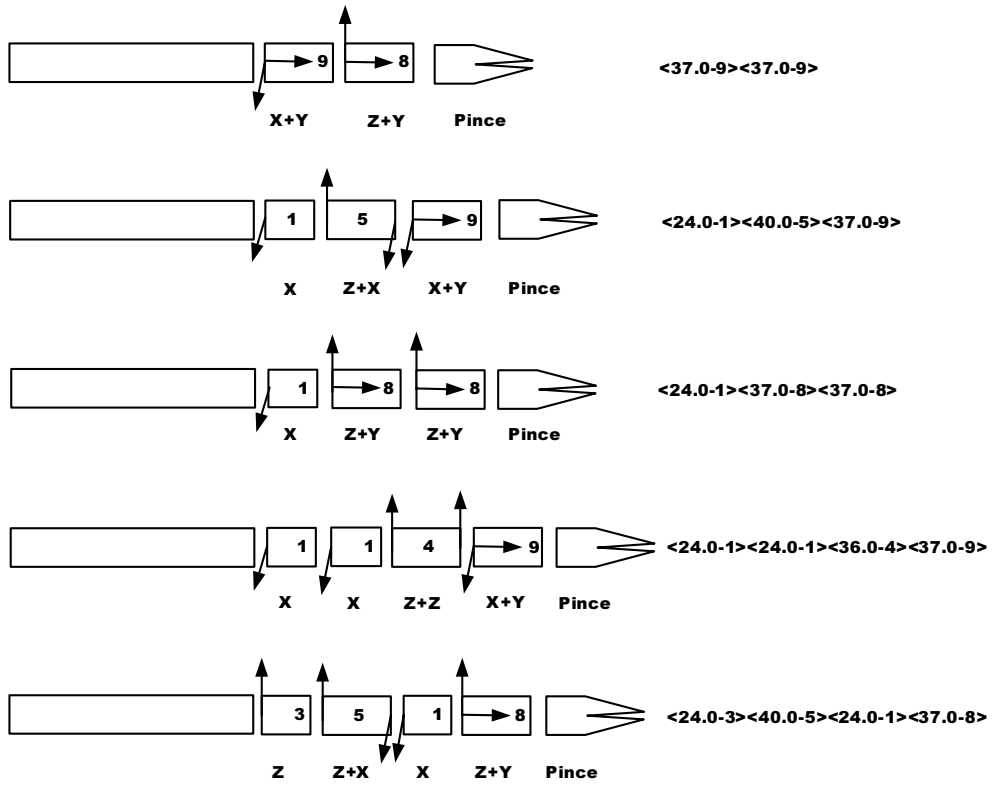


FIG. 5.29 – Instruments optimaux pour les 3 positions de trocart

Du début de la trajectoire jusqu'au point 100, l'instrument est inséré par le trocart suivant une trajectoire rectiligne. Puis des points 100 à 490, la pince change d'orientation et se déplace pour se positionner sur le premier point de suture. Les courbes traduisent ensuite la répétition des gestes de perforation, reprise de l'aiguille et serrage du fil. Une chute de la manipulabilité apparaît lors de la phase de perforation de la coronaire. Elle peut s'expliquer par l'algorithme de commande mis en place : lors de cette phase de perforation, les efforts à générer sur l'aiguille se traduisent par des couples articulaires supérieurs aux couples que peuvent générer les modules d'actionnement. Les articulations concernées sont alors gelées et ne peuvent plus bouger. Il n'y a donc plus d'optimisation locale de la manipulabilité et celle-ci décroît avec le déplacement de la pince. Lorsque la coronaire est percée, les couples articulaires sont de nouveaux réalisables par les articulations qui se déplacent pour maximiser localement la manipulabilité.

L'évolution des courbes de manipulabilité montre également un fléchissement dans la partie centrale de la trajectoire. Ce fléchissement est d'autant plus important que les instruments ont un grand nombre de degrés de liberté.

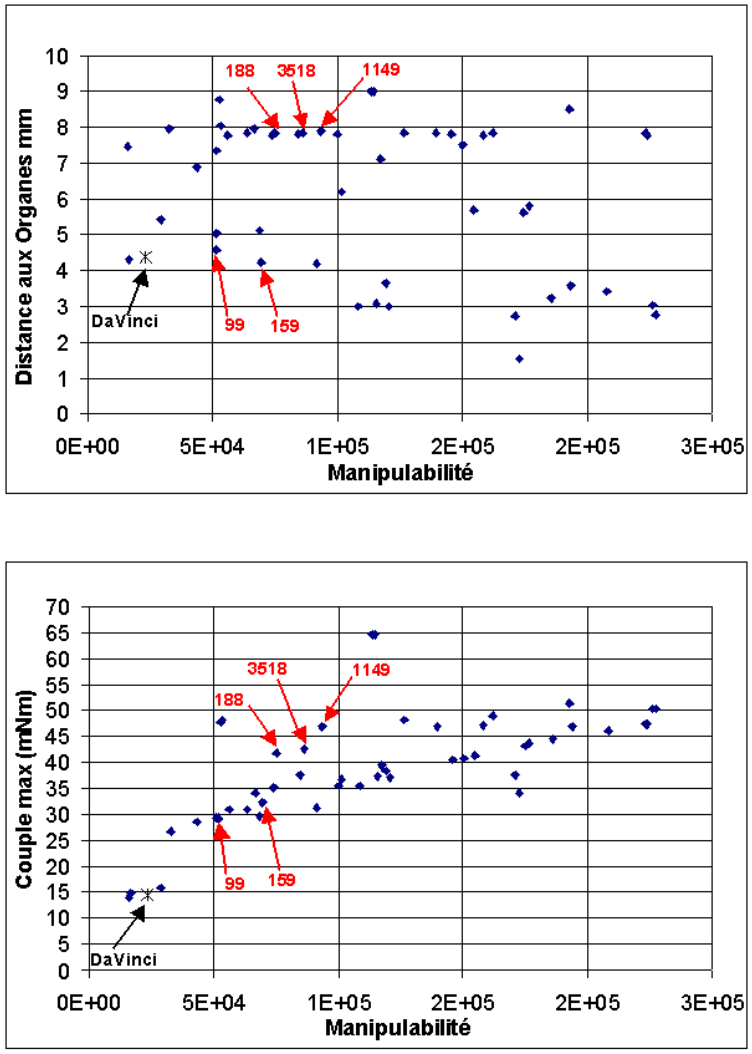


FIG. 5.30 – Instruments optimaux dans le front Pareto 3ème espace côté

Ceci montre que dans cette zone, les contraintes de suivi de trajectoire sont plus fortes, et que la dimension du noyau, et donc les capacités de mouvement interne, sont limités. Au début et à la fin de la trajectoire, ces contraintes sont moins fortes et la manipulabilité peut être maximisée localement. Ceci est conforté par le fait que les instruments ayant peu de degrés de liberté, donc de capacité de mouvement interne, ont une manipulabilité très homogène sur toute la trajectoire.

On peut également noter une très forte chute de manipulabilité de l'instrument codé 3518 aux environs du point 1300 de la trajectoire pour le 3ème

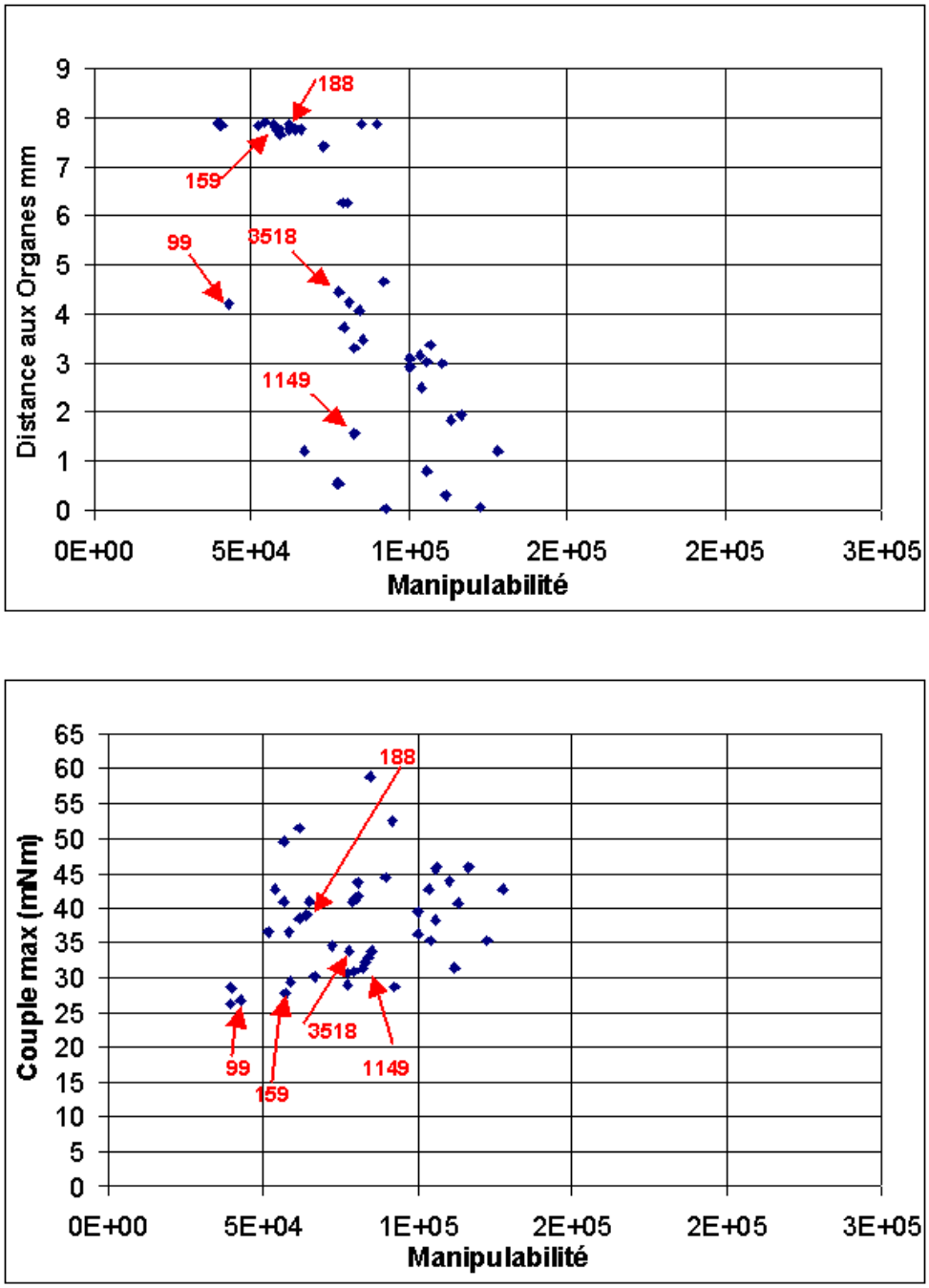
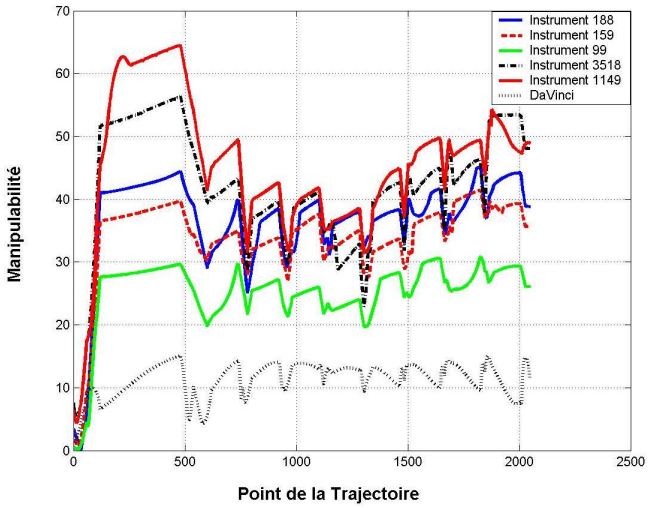
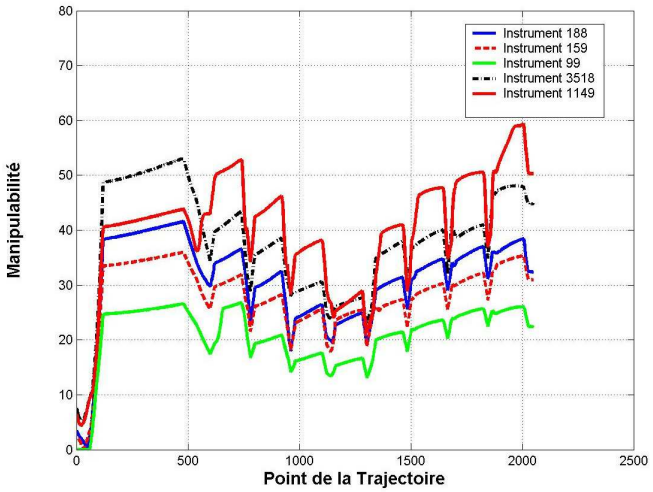


FIG. 5.31 – Instruments optimaux dans le front Pareto 4ème espace côté



(a) 3ème espace côté



(b) 4ème espace côté

FIG. 5.32 – Comparaison du critère de manipulabilité pour les 5 instruments

espace inter-costal. Cet instrument semble donc avoir des difficultés à réaliser certaines configurations. On préférera un instrument plus homogène ne présentant pas ce risque de perte inopportun de dextérité au sein de l'espace

de travail. L'instrument codé 3518 sera donc écarté de la sélection.

Si l'on poursuit l'analyse de ces instruments, il convient de s'intéresser à l'évolution de leur distance minimale aux organes, illustrée figures 5.33 et 5.34.

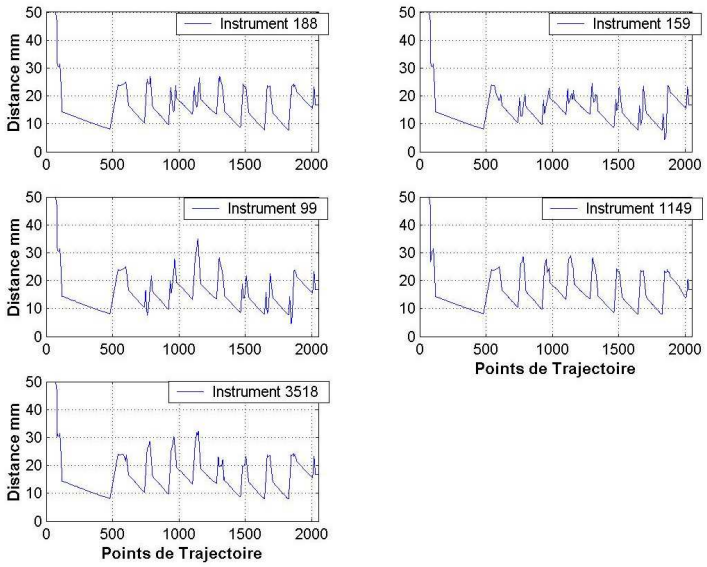


FIG. 5.33 – Comparaison des distances aux organes des 5 instruments pour le 3ème espace côté

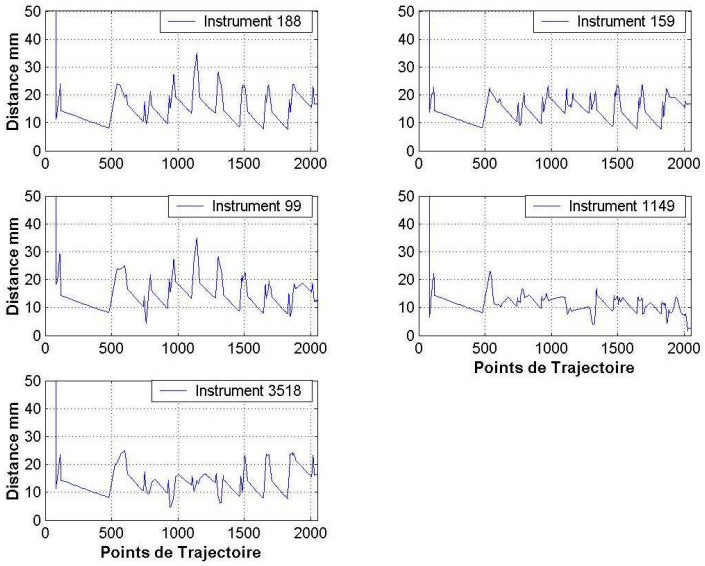


FIG. 5.34 – Comparaison des distances aux organes des 5 instruments pour le 4ème espace côté

Ces courbes reproduisent également le cycle des perforations puisque 9 minima sont visibles. Leurs formes sont relativement similaires. On note une chute importante de la distance minimale pour l'instrument 1149 sur le dernier point de perforation pour le 4ème espace inter-costal, le plus proche de la cage thoracique. L'instrument vient donc très proche des tissus de la cage thoracique et semble incapable de s'en éloigner puisque la loi de commande est telle qu'en dessous de 4mm, la priorité est donnée à la tâche d'éloignement des organes. Ainsi le passage de cette limite et la diminution de cette distance montre que toutes les articulations sont sollicitées pour réaliser le suivi de trajectoire et que ce mouvement est incompatible avec l'évitement des organes. Il est donc nécessaire d'écarter cet instrument de la sélection des candidats au prototypage.

Enfin, le dernier indice de performance est le couple articulaire maximum de l'instrument. Les figures 5.35 et 5.36 illustrent son évolution pour les 5 instruments considérés.

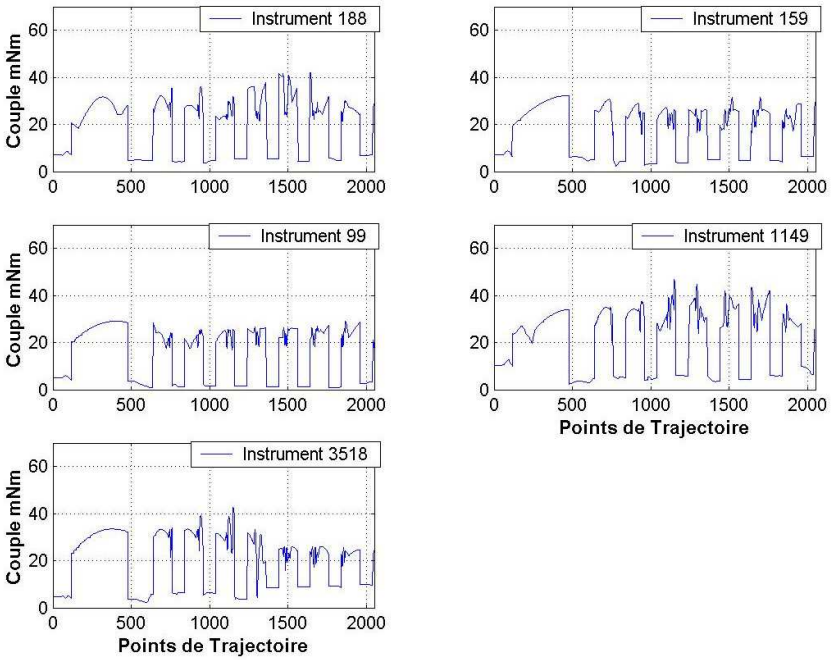


FIG. 5.35 – Comparaison du couple articulaire des 5 instruments pour le 3ème espace côté

De nouveau, les 9 points de suture façonnent la forme des courbes. Il est à noter également qu'en dehors des phases de perforation, les couples articulaires maximum sont la plupart du temps réalisables par les modules. Ainsi dans la plupart des phases de déplacement, les instruments sont capables de changer de configuration pour maximiser la manipulabilité ou éviter les organes.

Ainsi parmi les 5 individus appartenant aux fronts de Pareto des deux positions de trocart, les instruments codés 99, 188 et 159 semblent avoir des comportements mieux adaptés et présenter moins de risque que les instruments codés 1149 et 3518. Si l'on se reporte aux fronts de Pareto obtenus pour les deux positions de trocart (figures 5.30 et 5.31) afin de départager les 3 candidats, il apparaît que seul l'instrument codé 188 obtient une distance aux organes maximale pour les deux positions. Pour les deux autres instruments, cette distance est de l'ordre de 4 à 5 mm pour au moins une position de trocart. Un instrument de chirurgie mini-invasive devant être le plus sûr possible, l'instrument 188 apparaît comme favori.

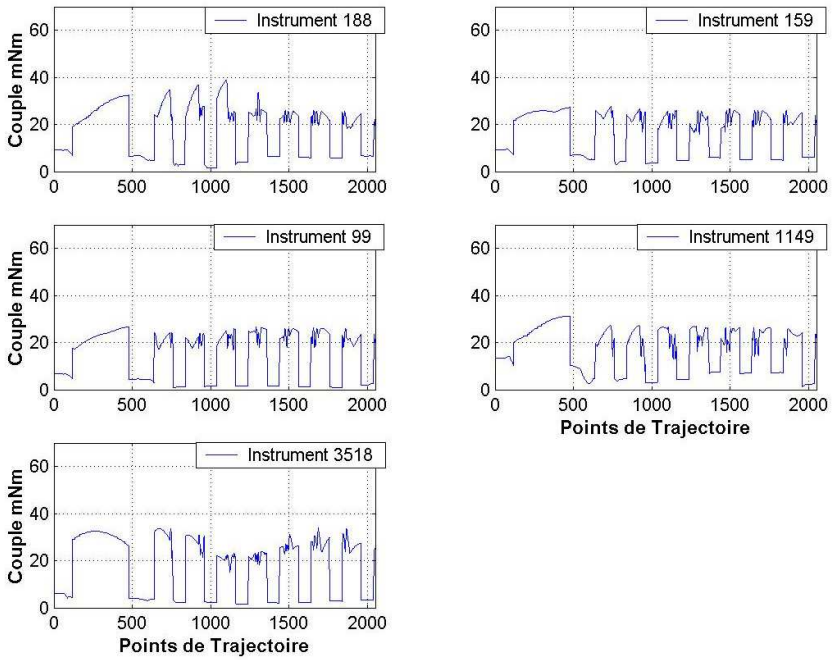


FIG. 5.36 – Comparaison du couple articulaire des 5 instruments pour le 4ème espace côté

Il constitue donc l'instrument optimal pour le geste de pontage coronarien. Son comportement lors de la reproduction du geste chirurgical est illustré en figures 5.37 et 5.38.

Une étude cinématique plus approfondie de ce dernier est présentée dans le chapitre suivant, ainsi que le prototype qui en a été réalisé : DRIMIS (Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery).

5.5 Conclusion

Le processus de synthèse multi-critères de mécanismes redondants par optimisation génétique a été appliqué au geste de pontage coronarien, en considérant la simulation réaliste de ce dernier, la commande cinématique redondante de l'instrument et la conception mécanique modulaire proposée.

Les caractéristiques et performances de ce processus ont été analysées. Il est convergent, répétable, robuste vis-à-vis d'une modification de la trajectoire et permet d'obtenir des résultats cohérents et physiquement valides.

Pour le cas particulier du geste d'anastomose de pontage coronarien, un

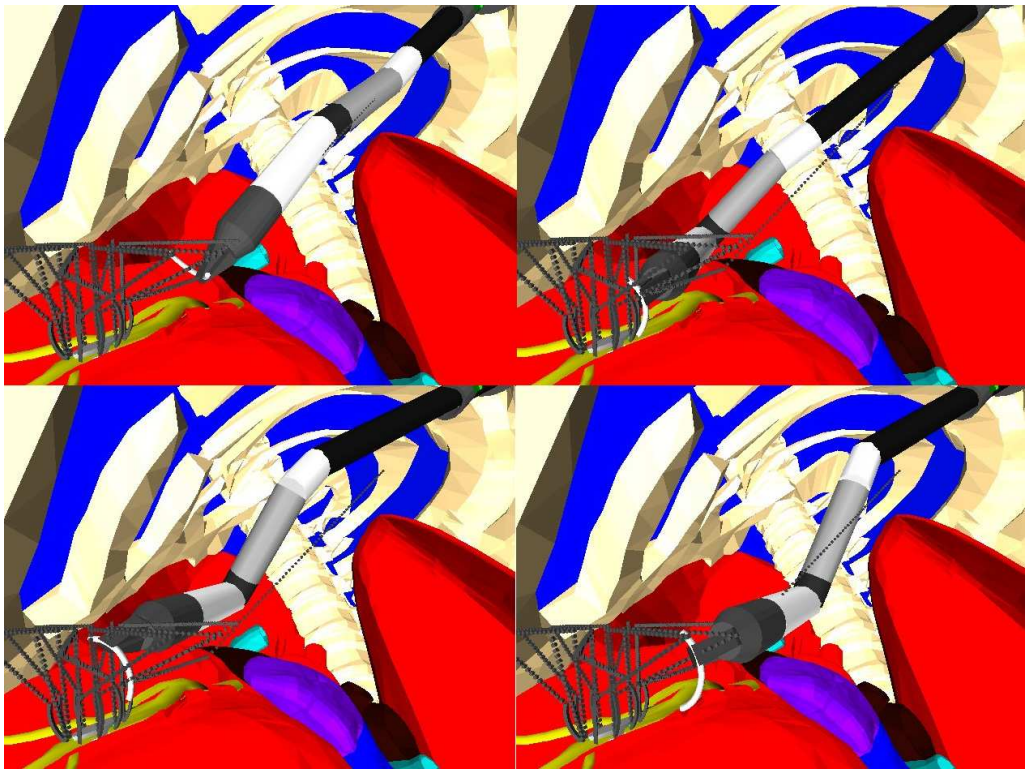
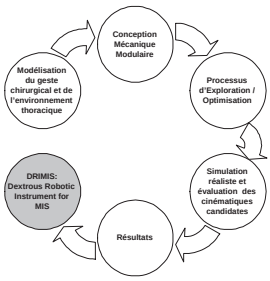


FIG. 5.37 – Évolution de l'instrument 188 dans la cage thoracique

instrument optimal a été isolé. Il est constitué, pour sa partie distale, de 3 modules d'actionnement pour 5 degrés de liberté, et d'une pince porte-aiguille. Cet instrument est dénommé DRIMIS pour Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery et est analysé en détails dans le chapitre suivant.



FIG. 5.38 – Évolution de l'instrument 188 dans la cage thoracique



Chapitre 6

DRIMIS : Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery

La méthodologie de conception optimale proposée au cours de cette thèse a permis d'identifier un instrument que l'on considère comme le mieux adapté à la tâche de suture du pontage coronarien.

Une étude plus approfondie de sa cinématique, de son espace de travail et de ses configurations singulières est mené dans ce chapitre. Le prototype qui en été réalisé y est également dévoilé.

6.1 Analyse Cinématique

6.1.1 Description de la cinématique

L'instrument considéré comme optimal est composé de 5 degrés de liberté intra-cavitaires auxquels s'ajoutent les 4 ddl du trocart. La cinématique de ce mécanisme est représentée en figure 6.1 en utilisant le paramétrage de Denavit-Hartenberg modifié [22].

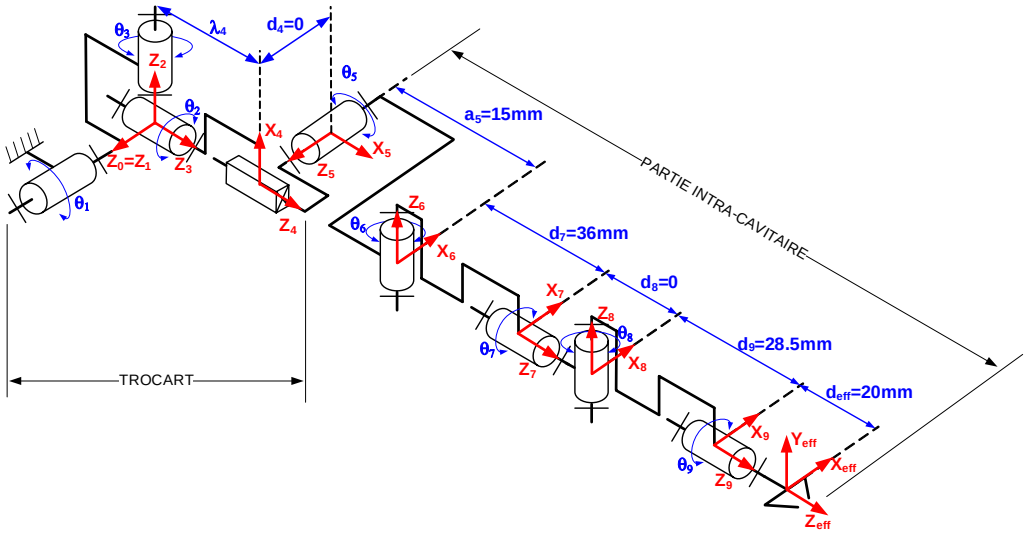


FIG. 6.1 – Schéma cinématique de DRIMIS

La table des paramètres DH correspondante est présentée en table TAB.6.1

Axe i	α_{i-1}	$\mathbf{a_{i-1}}$	$\mathbf{d_i}$	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	-90	0	0	θ_2
3	90	0	0	θ_3
4	0	0	λ_4	0
5	-90	0	0	θ_5
6	-90	a_5=15 mm	0	θ_6
7	90	0	d_7=36 mm	θ_7
8	-90	0	0	θ_8
9	90	0	d_9=28,5 mm	θ_9
Effecteur	0	0	d_{eff}=20 mm	0

TAB. 6.1 – Table DH de l'instrument DRIMIS

6.1.2 Espace de travail

Les images 6.2 à 6.4 illustrent l'espace de travail accessible en position par l'effecteur. Il est représenté en coupes et en 3D. Il est obtenu en considérant uniquement les degrés de liberté intra-cavitaires de l'instrument et les bornes articulaires effectives du prototype qui sont :

- $\theta_5 \in [0; \Pi]$
- $\theta_6 \in [0; \Pi]$
- $\theta_7 \in [0; 2\Pi]$
- $\theta_8 \in [-\frac{\Pi}{2}; \frac{\Pi}{2}]$
- $\theta_9 \in [0; 2\Pi]$

L'espace de travail réel du système robotique de chirurgie complet doit considérer les 4 ddl du trocart (3 rotations et une translation).

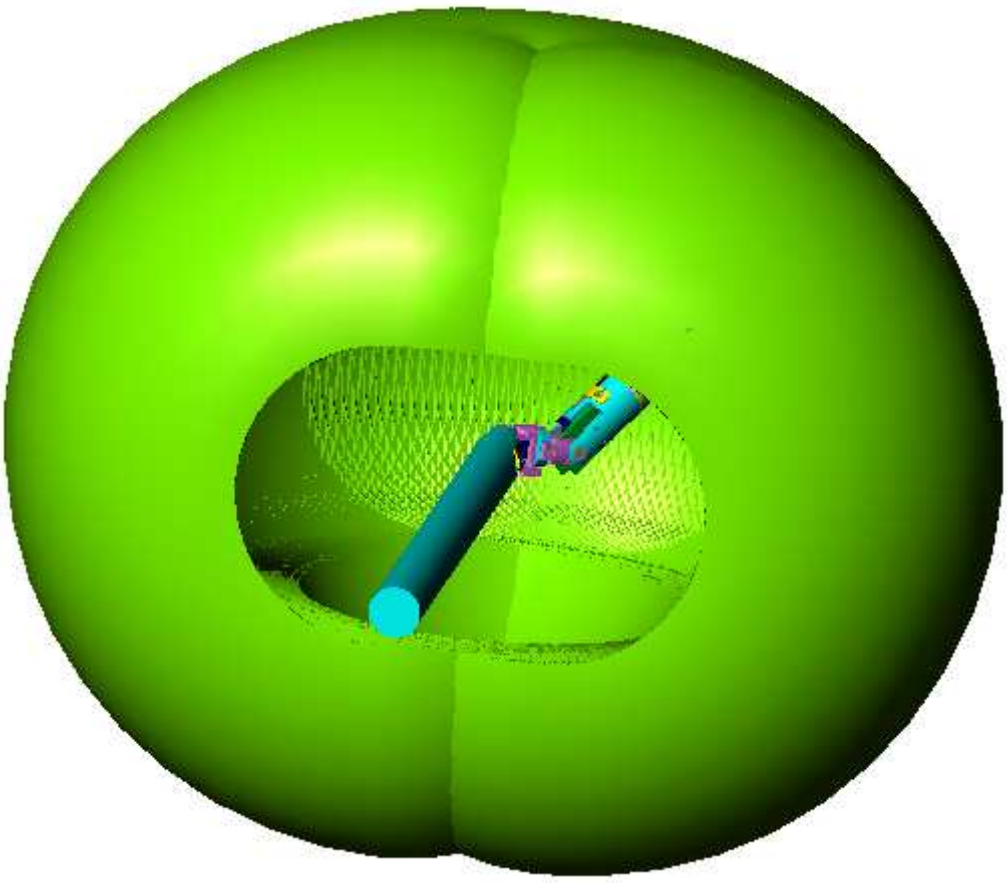


FIG. 6.2 – Instrument DRIMIS et son espace de travail

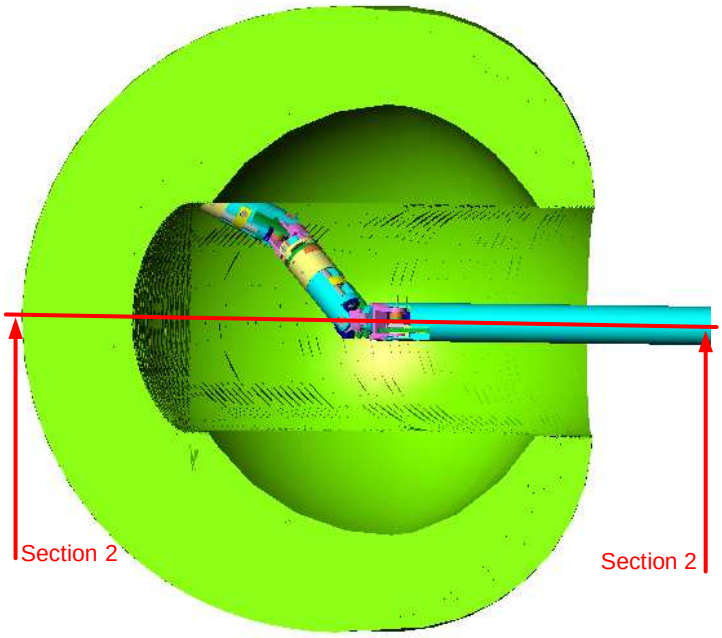


FIG. 6.3 – Espace de travail : section 1

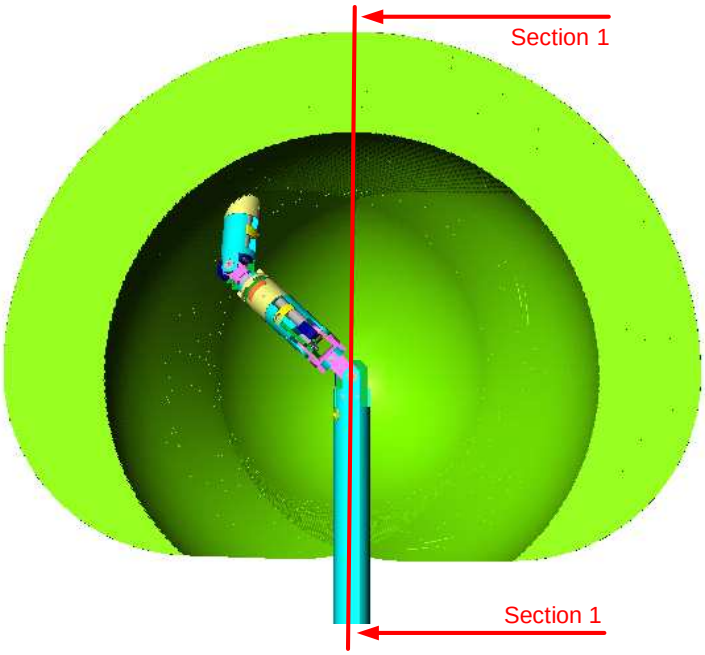


FIG. 6.4 – Espace de travail : section 2

6.1.3 Jacobienne du mécanisme complet

La jacobienne du système robotique à 9 ddl est calculée, pour des soucis de simplification des calculs de singularité, au point O_7, origine du repère $R_7(X_7,Y_7,Z_7)$, et dans la base B_7, liée au repère R_7.

On définit $\$_i = [\vec{z}_i\,;\, \overrightarrow{O_7O_i} \wedge \vec{z}_i]$ si l'articulation i est rotoïde et $\$_i = [\vec{0}\,;\, \vec{z}_i]$ si elle est prismatique.

La jacobienne calculée est alors :

$$J = [\$_1\ \$_2\ \$_3\ \$_4\ \$_5\ \$_6\ \$_7\ \$_8\ \$_9]$$

$$J = \begin{bmatrix} & & & 0 & -s6c7 & s7 & 0 & -s8 & -s8c9 \\ & & & 0 & s6s7 & c7 & 0 & -c8 & s8s9 \\ \$_1 & \$_2 & \$_3 & 0 & c6 & 0 & 1 & 0 & -c8 \\ & & & -s5c6c7 - c5s7 & (d7s6 + a5)s7 & c7d7 & 0 & 0 & 0 \\ & & & s5c6s7 - c5c7 & (d7s6 + a5)c7 & -s7d7 & 0 & 0 & 0 \\ & & & -s5s6 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

avec

$$\$_1 = \begin{bmatrix} -s2\,[c3(c5c6c7 - s5s7) + s3s6c7] - c2\,[s3(c5c6c7 - s5s7) - c3s6c7] \\ -s2\,[c3(-c5c6s7 - s5c7) - s3s6s7] - c2\,[c5c7 - s5c6s7] \\ -s2\,[c3c5s6 - c2s5s6] - c2s5s6 \\ [-(d7s6 + a5)c5s3 - d7c3c6]\,\{c2\,[c3(c5c6c7 - s5s7) + s3s6c7] - s2\,[s5c6c7 + c5s7]\} + ... \\ \quad ...\{c2\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] - s2\,[(d7s6 + a5)s5 - \lambda_4]\}\,[s3(c5c6c7 - s5s7) - c3s6c7] \\ [-(d7s6 + a5)c5s3 - d7c3c6]\,\{c2\,[c3(-c5c6s7 - s5c7) - s3s6s7] - s2\,[-s5c6s7 + c5c7]\} + ... \\ \quad ...\{c2\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] - s2\,[(d7s6 + a5)s5 - \lambda_4]\}\,[s3(-c5c6s7 - s5c7) + c3c6c7] \\ [-(d7s6 + a5)c5s3 - d7c3c6]\,\{c2\,[c3c5s6 - s3c6] - s2s5s6\} + ... \\ \quad ...\{c2\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] - s2\,[(d7s6 + a5)s5 - \lambda_4]\}\,[s3c5s6 + c3c6] \end{bmatrix}$$

$$\$_2 = \begin{bmatrix} s3(c5c6c7 - s5s7) - c3s6c7 \\ s3(-c5c6s7 - s5c7) + c3s6s7 \\ s3c5s6 + c3c6 \\ [c3(c5c6c7 - s5s7) + s3s6c7]\,[\lambda_4 - (d7s6 + a5)s5] + ... \\ \quad ...\,[c5s7 + s5c6c7]\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] \\ [c3(-c5c6s7 - s5c7) - s3s6s7]\,[\lambda_4 - (d7s6 + a5)s5] + ... \\ \quad ...\,[c5c7 - s5c6s7]\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] \\ [c3c5s6 - s3c6]\,[\lambda_4 - (d7s6 + a5)s5] + s5s6\,[(d7s6 + a5)c5c3 - d7s3c6] \end{bmatrix}$$

et

$$\$_3 = \begin{bmatrix} -s5c6c7 - c5s7 \\ s5c6s7 - c5c7 \\ -s5s6 \\ -d7c6(c5c6c7 - s5s7) - (d7s6 + a5)c5s6c7 \\ -d7c6(-c5c6s7 - s5c7) + (d7s6 + a5)c5s6s7 \\ -d7c6c5s6 + (d7s6 + a5)c5c6 \end{bmatrix}$$

6.1.4 Singularités

Une singularité correspond à une configuration articulaire pour laquelle la jacobienne n'est pas de rang plein. Cette dégénérescence du rang correspond

à la perte d'une ou plusieurs mobilités, donc à la perte de la capacité d'un manipulateur à générer un mouvement suivant n'importe quelle direction de l'espace cartésien. Ces configurations doivent être identifiées et évitées lors de l'utilisation du mécanisme.

Dans le cas de manipulateurs redondants, la matrice jacobienne J est rectangulaire. Le calcul classique du rang par le degré du déterminant de la matrice ne peut donc pas être réalisé. Une dégénérescence de rang, pour une matrice rectangulaire, intervient lorsque les déterminants de toutes les sous-matrices carrées 6x6 réalisables à partir de J sont nuls simultanément (donc pour la même configuration articulaire). En effet, dans le cas contraire, il existe toujours un système de 6 axes possédant un rang plein ; la matrice jacobienne est alors assurée d'être également de rang plein.

Cette définition des positions singulières d'un manipulateur redondant laisse envisager la possibilité de calculer tous les déterminants des sous-matrices pour identifier une dégénérescence du rang. Cependant, le nombre de déterminants à calculer croit de manière exponentielle avec le nombre de degrés de liberté du mécanisme (1 pour 6 ddl, 7 pour 7 dll, 28 pour 8 ddl et 84 pour 9 ddl). Cette méthode directe n'est donc pas envisageable pour les mécanismes à haute mobilité.

6.1.4.1 Identification des singularités en utilisant la réciprocité des torseurs

Nokleby et Podhorodeski [82,83] évaluent les différentes approches existantes et proposent une méthode élégante pour identifier les configurations articulaires produisant une dégénérescence du rang pour les mécanismes redondants. Ils appliquent cette méthodologie à l'analyse de quelques manipulateurs à 7 et 8 ddl. Leur méthodologie est basée sur la réciprocité des torseurs cinématiques et des torseurs d'efforts.

De manière générale, deux torseurs $A = \{a^t, a_0^t\}$ et $B = \{b^t, b_0^t\}$ sont dits réciproques si leur produit réciproque est nul : $A \circledast B = a \cdot b_0 + a_0 \cdot b = 0$. Si A représente un torseur cinématique et B un torseur d'efforts, la réciprocité de A et B peut s'interpréter comme le fait que les mouvements définis par A ne génèrent pas de travail lorsqu'ils sont couplés à B : les efforts et les mouvements sont alors réciproques et l'on peut déterminer un torseur orthogonal.

Dans une configuration singulière, la perte d'un degré de mobilité se traduit par l'impossibilité de générer une vitesse suivant une direction de l'es-

pace, quels que soient les efforts appliqués dans ce but. Dans une telle configuration, il existe donc un torseur qui est réciproque au système des torseurs cinématiques du manipulateur.

En conséquence, dans une configuration singulière, il existe un torseur W_{recip} qui est réciproque à tous les torseurs correspondants aux colonnes de la jacobienne. Identifier les configurations pour lesquelles un tel torseur existe permet non seulement de déterminer l'existence de positions singulières mais aussi la direction de l'espace selon laquelle aucun mouvement n'est réalisable.

La méthode proposée par Nokleby et Podhorodeski se décompose en 4 étapes :

1. Sélectionner n'importe quel sous-ensemble de 6 torseurs cinématiques de la jacobienne.

   Soit $J = [\$_1\ \$_2\ \$_3\ \$_4\ \$_5\ \$_6\ \$_7\ \$_8\ \$_9]$, on pourra sélectionner $J_{sub} = [\$_1\ \$_2\ \$_3\ \$_4\ \$_5\ \$_6]$ par exemple. Les torseurs $\$_7$, $\$_8$ et $\$_9$ sont alors considérés comme étant les torseurs "redondants" du mécanisme.

2. Déterminer les configurations articulaires qui annulent le déterminant de J_{sub}.

   En effet, le torseur recherché doit être réciproque à tous les torseurs constituant la jacobienne, donc en particulier aux 6 sélectionnés pour J_{sub}. Cela revient à déterminer les configurations articulaires qui provoquent une dégénérescence du rang de J_{sub}. Or cette matrice étant carrée, les configurations recherchées sont telles que le déterminant de J_{sub} est nul. Le choix des axes utilisés pour constituer J_{sub} doit donc favoriser la simplicité du déterminant calculé.

3. Identifier le torseur réciproque aux torseurs constituant J_{sub}.

   Les configurations articulaires déterminées à l'étape précédente définissent n conditions pour lesquelles le système d'axes J_{sub} est singulier, et donc pour lesquelles il existe un torseur W_{recip_i}, réciproque aux torseurs $\$_1$ à $\$_6$.

   W_{recip_i} est déterminé, pour la condition i, en forçant un produit réciproque nul avec chacun des torseurs de J_{sub} et en résolvant le système ainsi obtenu :

$$\begin{cases} W_{recip_i} \circledast \$_1 = 0 \\ W_{recip_i} \circledast \$_2 = 0 \\ W_{recip_i} \circledast \$_3 = 0 \\ W_{recip_i} \circledast \$_4 = 0 \\ W_{recip_i} \circledast \$_5 = 0 \\ W_{recip_i} \circledast \$_6 = 0 \end{cases}$$

4. Identifier les conditions supplémentaires sur les configurations articulaires pour que W_{recip_i} soit également et simultanément réciproque aux torseurs cinématiques "redondants". Ces configurations sont donc telles que l'on a simultanément :

$$W_{recip_i} \circledast \$_7 = 0,\ W_{recip_i} \circledast \$_8 = 0 \text{ et } W_{recip_i} \circledast \$_9 = 0$$

Ces conditions nécessaires additionnelles permettent d'identifier l'ensemble des configurations singulières du mécanisme.

6.1.4.2 Application à l'instrument DRIMIS

Cette méthode d'identification des configurations singulières a été appliquée à la cinématique de l'instrument DRIMIS :

1. Sélection de J_{sub} : afin se simplifier le calcul de son déterminant, J_{sub} est pris tel que $J_{sub} = [\$_4\ \$_5\ \$_6\ \$_7\ \$_8\ \$_9]$:

$$J_{sub} = \begin{bmatrix} 0 & -s6c7 & s7 & 0 & -s8 & -s8c9 \\ 0 & s6s7 & c7 & 0 & -c8 & s8s9 \\ 0 & c6 & 0 & 1 & 0 & -c8 \\ -s5c6c7 - c5s7 & (d7s6 + a5)s7 & c7d7 & 0 & 0 & 0 \\ s5c6s7 - c5c7 & (d7s6 + a5)c7 & -s7d7 & 0 & 0 & 0 \\ -s5s6 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

2. Identifications des configurations pour lesquelles $det(J_{sub}) = 0$:

$$det(J_{sub}) = d7s8s5s6(d7s6 + a5)cos(\theta_8 - \theta_9)$$

d'où,

$$det(J_{sub}) = 0 \Longleftrightarrow \begin{cases} \text{Condition a : } \theta_8 = 0 & \text{ou} & \theta_8 = \Pi \\ \text{Condition b : } \theta_9 = \theta_8 - \frac{\Pi}{2} & \text{ou} & \theta_9 = \theta_8 + \frac{\Pi}{2} \\ \text{Condition c : } \theta_6 = 0 & \text{ou} & \theta_6 = \Pi \\ \text{Condition d : } \theta_5 = 0 & \text{ou} & \theta_5 = \Pi \\ \text{Condition e : } \theta_6 = \frac{-a5}{d7} & & \end{cases}$$

3. Identification, pour chaque condition i, du torseur W_{recip_i}, réciproque à tous les torseurs de J_{sub}.

   (a) **Condition a :** $\theta_8 = 0$ ou $\theta_8 = \Pi$:
   Les résultats obtenus pour les deux valeurs de θ_8 étant identiques, seuls ceux concernant $\theta_8 = 0$ seront détaillés.

$$J_{sub(Condition_a)} = \begin{bmatrix} 0 & -s6c7 & s7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s6s7 & c7 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & c6 & 0 & 1 & 0 & -1 \\ -s5c6c7 - c5s7 & (d7s6 + a5)s7 & c7d7 & 0 & 0 & 0 \\ s5c6s7 - c5c7 & (d7s6 + a5)c7 & -s7d7 & 0 & 0 & 0 \\ -s5s6 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

   Soit $W_{recip(Condition_a)} = [L_a\ M_a\ N_a\ P_a\ Q_a\ R_a]^t$.
   Alors, $W_{recip(Condition_a)} \circledast \$_{i=4\to 9} = 0 \Longleftrightarrow$

$$\begin{cases} L_a(-s5c6c7 - c5s7) + M_a(s5c6s7 - c5c7) + N_a(-s5s6) = 0 \\ L_a[(d7s6 + a5)s7] + M_a[(d7s6 + a5)c7] + P_a(-s6c7) + Q_a(s6s7) + R_a(c6) = 0 \\ L_a(c7d7) + M_a(-s7d7) + P_a(s7) + Q_a(c7) = 0 \\ R_a = 0 \\ Q_a = 0 \end{cases}$$

   La résolution de ce système mène à :

$$W_{recip(Condition_a)} = \begin{bmatrix} \frac{-s7a5c7}{d7(d7s6+a5)} \\ \frac{d7s6+a5-a5c7^2}{d7(d7s6+a5)} \\ \frac{-c5s6c7d7+s7s6s5c6d7+a5s7s5c6}{d7(d7s6+a5)s5s6} \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

   (b) **Condition b :** $\theta_9 = \theta_8 - \frac{\Pi}{2}$ ou $\theta_9 = \theta_8 + \frac{\Pi}{2}$
   Par un raisonnement analogue, on trouve :

   – Si $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$ et $s8 \neq 0$: $W_{recip(Condition_b)} =$

$$\begin{bmatrix} -\frac{-s7c8c7a5+s8s6d7+s8c7^2a5}{d7(d7s6+a5)s8} \\ \frac{-c8s6d7-a5c8+a5c8c7^2+s8c7s7a5}{d7(d7s6+a5)s8} \\ \frac{c8c5s6c7d7-c8s7d7s6s5c6-c8s7a5s5c6+s8d7s6s5c6c7+s8d7s6c5s7+s8a5s5c6c7}{d7(d7s6+a5)s5s6s8} \\ -\frac{c8}{s8} \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

– Si $s6 = \frac{-a5}{d7}$ et $c5 \neq 0$:

$$W_{recip(Condition_b)} = \begin{bmatrix} \frac{s7s5a5}{d7c5} \\ \frac{c7s5a5}{d7c5} \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

– Si $s6 = \frac{-a5}{d7}$, $c5 = 0$ et $c7 \neq 0$:

$$W_{recip(Condition_b)=} \begin{bmatrix} tan(\theta_7) \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

– Si $s6 = \frac{-a5}{d7}$, $c5 = 0$ et $c7 = 0$:

$$W_{recip(Condition_b)} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

– Si $s8 = 0$ et $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$:

$$W_{recip(Condition_b)} = \begin{bmatrix} \frac{-s7a5c7}{d7(d7s6+a5)} \\ \frac{d7s6+a5-a5c7^2}{d7(d7s6+a5)} \\ \frac{-c5s6c7d7+s7s6s5c6d7+a5s7s5c6}{d7(d7s6+a5)s5s6} \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Cette solution est identique à celle trouvée pour la condition a.

– Si $s8 = 0$, $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$et $c5 \neq 0$:

$$W_{recip(Condition_b)} = \begin{bmatrix} \frac{s7s5a5}{d7c5} \\ \frac{c7s5a5}{d7c5} \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Cette dernière correspond à la solution trouvée précédemment, pour $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$et $c5 \neq 0$.

(c) **Condition c :** $\theta_6 = 0$ ou $\theta_6 = \Pi$

$$W_{recip(Condition_c)} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

(d) **Condition d :** $\theta_5 = 0$ ou $\theta_5 = \Pi$

$$W_{recip(Condition_d)} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

(e) **Condition e :** $\theta_6 = \frac{-a5}{d7}$

$$W_{recip(Condition_e)} = \begin{bmatrix} \frac{s5a5s7}{d7c5} \\ \frac{s5a5c7}{d7c5} \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

4. Identification des configurations singulières :
Pour chaque condition a à e, on cherche les configurations articulaires qui assurent la réciprocité de W_{recip} avec $\$_1$, $\$_2$ et $\$_3$, en forçant cette dernière.

(a) **Condition a :** $\theta_8 = 0$ ou $\theta_8 = \Pi$
$W_{recip(Condition_a)} \circledast \$_3 = 0$ si :

$\rightarrow\ a5 = 0$

$\rightarrow\ \theta_7 = 0$ ou Π et $\theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$

$\rightarrow\ a5 = \frac{s6d7(c6c7 - s7s5c5}{s7s5c5}$

$W_{recip(Condition_a)} \circledast \$_2 = 0$ si :

$\rightarrow\ \theta_3 = 0$ et $\theta_7 = \pm\frac{\Pi}{2}$

$\rightarrow\ \lambda_4 = \frac{-s3s7a5(c5^2-1)(d7s6+a5)}{-s3c6c5s6c7d7+c7d7c3-c7d7c3c6^2+s3s7d7s6s5+s3s5s7a5}$

$\rightarrow\ a5 = 0$ et $\theta_3 = Atan\left(\frac{s6c7}{c5c6c7-s5s7}\right)$

$\rightarrow \theta_7 = 0$ ou Π et $\theta_3 = Atan\left(\frac{s6}{c5c6}\right)$

Aucune des conditions nécessaires obtenues pour la condition a et $\$_1$, n'est simultanément compatible avec celles obtenues pour $\$_2$. Il est donc impossible de trouver un torseur qui soit simultanément réciproque aux torseurs $\$_2$ à $\$_9$. Il n'y a donc pas, pour les hypothèses correspondant à la condition a, de configuration singulière pour ce mécanisme.

(b) **Condition b :** $\theta_9 = \theta_8 - \frac{\Pi}{2}$ ou $\theta_9 = \theta_8 + \frac{\Pi}{2}$

- Si $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$ et $s8 \neq 0$:

  $W_{recip(Condition_b)} \circledast \$_3 = 0$ si :
  $\rightarrow$ a5=0
  $\rightarrow \theta_8 = Atan\left(\frac{-c6s6c7d7+d7s5s6s7c5+s5s7a5c5}{a5s5c7c5+c6s7d7s6+c7d7s5s6c5}\right)$

  La première condition n'est géométriquement pas réalisable avec la cinématique de l'instrument DRIMIS. Une seule condition existe donc pour que $W_{recip(Condition_b)}$ et $\$_3$ soient réciproques. Pour que la configuration correspondante soit singulière, cette condition doit également permettre la réciprocité des torseurs $W_{recip(Condition_b)}$, $\$_2$ et $\$_1$. Or aucune solution n'est obtenue en forçant cette condition dans le calcul de $W_{recip(Condition_b)} \circledast \$_2$. $W_{recip(Condition_b)}$ n'est donc pas réciproque à $\$_2$ pour cette configuration et celle-ci n'est par conséquent pas singulière.

- Si $s6 = \frac{-a5}{d7}$ et $c5 \neq 0$:

  $W_{recip(Condition_b)} \circledast \$_3 = 0$ si :
  $\rightarrow a5 = 0$
  $\rightarrow a5 = \pm d7$

  Ces configurations géométriques sont impossibles compte tenu de la cinématique adoptée pour l'instrument DRIMIS. Les configurations considérées ne peuvent alors pas être singulières.

- Il en va de même pour les autres restrictions de configuration concernant la condition b : les mêmes contraintes géométriques sont obtenues pour ($s6 = \frac{-a5}{d7}$, $c5 = 0$ et $c7 \neq 0$) et ($s6 = \frac{-a5}{d7}$,

$c5 = 0$ et $c7 = 0$). Quant à ($s8 = 0$ et $s6 \neq \frac{-a5}{d7}$), le torseur réciproque obtenu est identique à celui obtenu pour la condition a. Sachant que pour celle-ci, les conditions supplémentaires mises en évidence sont indépendantes de θ_8 et θ_9, on peut affirmer que les mêmes résultats seraient obtenus pour la condition b.

En conséquence, il apparaît qu'aucune configuration correspondant à la condition b ne permet d'obtenir un torseur réciproque simultanément aux torseurs $\$_1$ à $\$_9$. Aucune configuration singulière n'est obtenue par cette condition.

(c) **Condition c :** $\theta_6 = 0$ ou $\theta_6 = \Pi$

$W_{recip(Condition_c)} \circledast \$_3 = 0$ si :

$\rightarrow\ a5 = 0$

$\rightarrow\ \theta_5 = \pm\frac{\Pi}{2}$

$W_{recip(Condition_c)} \circledast \$_2 = 0$ si :

$\rightarrow\ \theta_3 = 0$

$\rightarrow\ \lambda_4 = a5s5$

$W_{recip(Condition_c)} \circledast \$_1 = 0$ si :

$\rightarrow\ \theta_5 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\theta_2 = 0$

$\rightarrow\ a5 = 0$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$

$\rightarrow\ a5 = 0$ et $\theta_2 = 0$

$\rightarrow\ \lambda_4 = \frac{a5(s2s5c3 - c5c2}{c3s2}$

$\rightarrow\ \theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\theta_5 = \pm\frac{\Pi}{2}$

En conséquence, les configurations articulaires qui vérifient simultanément ces contraintes sont :

c1 : $\theta_6 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_2 = (0$ ou $\Pi)$

c2 : $\theta_6 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$

(d) **Condition d :** $\theta_5 = 0$ ou $\theta_5 = \Pi$

$W_{recip(Condition_d)} \circledast \$_3 = 0$ si :

$\rightarrow\ a5 = 0$

$\rightarrow \theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$

$W_{recip(Condition_d)} \circledast \$_2 = 0$ si :
$\rightarrow \theta_3 = \theta_6$
$\rightarrow \lambda_4 = 0$

$W_{recip(Condition_d)} \circledast \$_1 = 0$ si :
$\rightarrow a5 = 0$ et $\lambda_4 = 0$
$\rightarrow a5 = 0$ et $\theta_2 = 0$
$\rightarrow \theta_6 = -Atan\left(\frac{a5c2+s2c3\lambda_4}{\lambda_4 s2s3}\right)$
$\rightarrow \theta_3 = 0$ et $\theta_2 = -Atan\left(\frac{a5}{\lambda_4}\right)$
$\rightarrow \theta_3 = \Pi$ et $\theta_2 = Atan\left(\frac{a5}{\lambda_4}\right)$

Les configurations qui vérifient simultanément la réciprocité de $W_{recip(Condition_d)}$ avec $\$_1$, $\$_2$, et $\$_3$ sont :
d1 : $\theta_5 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\lambda_4 = 0$
d2 : $\theta_5 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\theta_2 = 0$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$

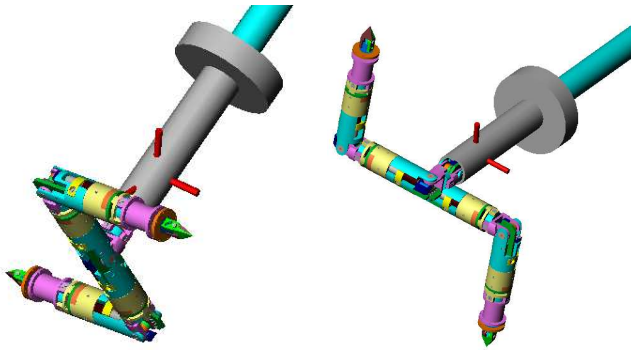
(e) **Condition e :** $\theta_6 = \frac{-a5}{d7}$
Cette condition est déjà incluse dans les conditions supplémentaires mises en évidence pour la condition a. Elle ne peut donc apporter de nouvelles configurations singulières.

5. Conclusion :
Cette étude montre que le manipulateur DRIMIS possède 4 conditions suffisantes pour que les configurations articulaires engendrent une dégénérescence d'ordre 1 du rang de la jacobienne, donc constitue une configuration singulière :
(a) $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\theta_6 = (0$ ou $\Pi)$ et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_2 = (0$ ou $\Pi)$
(b) $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\theta_6 = (0$ ou $\Pi)$ et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$
(c) $\theta_5 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\lambda_4 = 0$
(d) $\theta_5 = (0$ ou $\Pi)$ et $\theta_6 = \pm\frac{\Pi}{2}$ et $\theta_2 = 0$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$

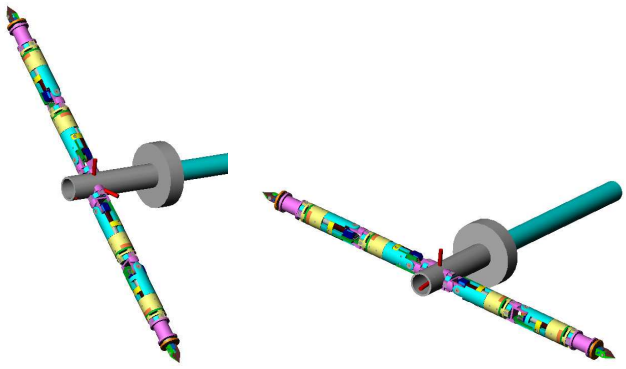
Appliquées aux contraintes physiques de réalisation et d'utilisation de l'instrument chirurgical, ces conditions sont restreintes à :

(a) $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\theta_6 = (0 \text{ ou } \Pi)$et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_2 = 0$
(b) $\theta_5 = \frac{\Pi}{2}$ et $\theta_6 = (0 \text{ ou } \Pi)$ et $\lambda_4 = a5$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$
(c) $\theta_5 = (0 \text{ ou } \Pi)$ et $\theta_6 = \frac{\Pi}{2}$ et $\lambda_4 = 0$
(d) $\theta_5 = (0 \text{ ou } \Pi)$ et $\theta_6 = \frac{\Pi}{2}$ et $\theta_2 = 0$ et $\theta_3 = \pm\frac{\Pi}{2}$

Or il s'avère que les butées mécaniques concernant les axes 5 et 6 sont telles que ces paramètres articulaires doivent être inclus dans l'intervalle $[-102°, 102°]$. Pour garantir l'inexistence de configurations singulières dans l'espace de travail du manipulateur, il suffit de restreindre les bornes articulaires des axes 5 et 6 à $]0, \Pi[$. Quelques configurations singulières sont illustrées en figure 6.5



(a) Condition a (b) Condition b



(c) Condition c (d) Condition d

FIG. 6.5 – Quelques configurations singulières

6.2 Démonstrateur réalisé

Un prototype de cet instrument a été réalisé. Il est illustré en figures 6.6 à 6.8.

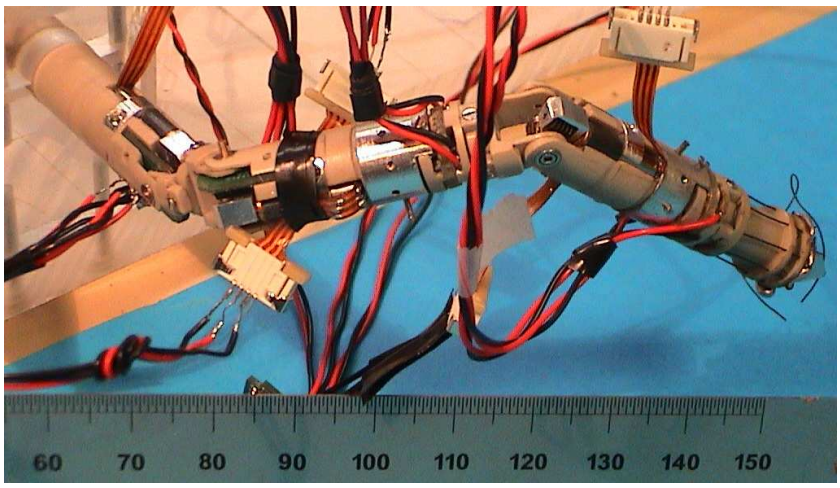


FIG. 6.6 – DRIMIS : prototype réalisé

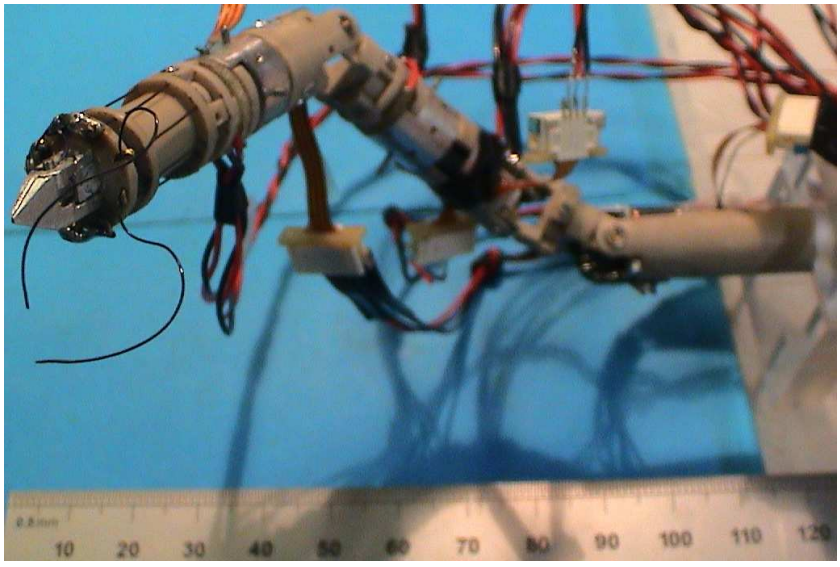


FIG. 6.7 – DRIMIS : prototype réalisé

Il est asservi en position articulaire ou cartésienne et commandé en temps réel par un contrôleur sous linux RTAI. Les cartes d'acquisition E/S sont des National Instrument NI-PCI6034e et NI-PCI6713. Le contrôleur est composé

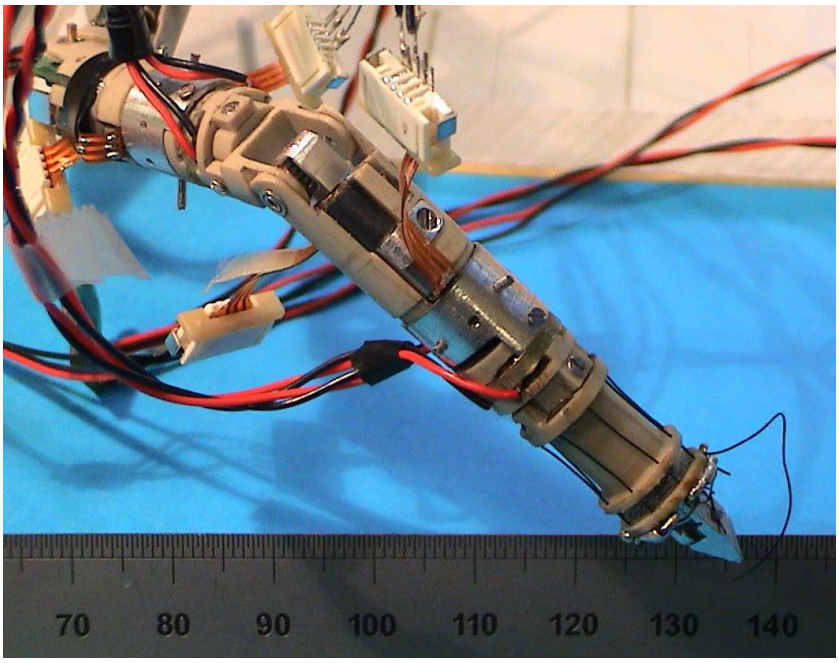


FIG. 6.8 – DRIMIS : prototype réalisé

de 3 tâches temps réel : une tâche d'asservissement articulaire cadencée à 5ms, une tâche de calcul du modèle différentiel inverse, cadencée à 10 ms et une tâche de communication entre la tâche d'asservissement, la tâche de calcul et l'interface graphique qui permet de piloter l'instrument.

Son fonctionnement correct permet de valider la conception réalisée. La précision du manipulateur est de l'ordre de 5 mm. Elle est due au jeu inhérent aux transmissions par vis sans fin ainsi qu'aux jeux introduits par les tolérances de réalisation et d'ajustement des pièces. Elle est néanmoins acceptable puisque qu'elle est compensée non seulement par l'asservissement en articulaire mais également par l'utilisateur qui télé-opère l'instrument.

Il est possible de parcourir une grande partie de l'espace de travail théorique. Néanmoins, quelques imperfections existent. Elles concernent tout d'abord la présence massive de fils électriques qu'il faut tordre et déplacer pour atteindre une nouvelle configuration. Le couple nécessaire à cette action peut être supérieur au couple articulaire disponible, interdisant le déplacement désiré. Dans une version ultérieure de cet instrument, ces fils seront remplacés par un bus de communication parcourant les différents modules. Ce dernier est réalisable mais nécessite un travail important en micro-

électronique et une légère adaptation de la conception mécanique. Sa réalisation permettra de supprimer les efforts exercés à l'heure actuelle par les fils, et ainsi d'explorer l'intégralité de l'espace de travail.

Un autre point sensible mis en avant par ce prototype est l'extrême fragilité des micro-moteurs : une très faible force exercée sur l'arbre de sortie suffit à le déboîter du réducteur. Néanmoins, celui-ci peut être remonté sous microscope et une fois le micro-moteur monté et ajusté dans le module, un tel déboîtement n'est plus possible. L'autre point de fragilité de ces micro-moteurs provient du flexprint qui permet de l'alimenter : il est cassant et ne supporte pas de faibles rayons de courbure. Il est fréquent de devoir en ressouder les pistes. Une trop forte traction sur le flexprint peut également le décoller du micro-moteur et casser la connectique interne d'alimentation des bobines. En ce cas, le micro-moteur ne peut pas être réparé. Il convient donc de fixer ce flexprint aux modules pour éviter toute rupture intempestive de ses capacité d'actionnement.

6.3 Conclusion

L'instrument optimal DRIMIS, obtenu par la méthodologie de conception proposée, a été analysé : l'espace de travail de la partie distale de l'instrument a été déterminé ; il est de taille importante et relativement homogène. Si l'on considère les 4 ddl supplémentaires, apportés par le trocart, l'espace de travail du système robotisé de chirurgie permet d'accéder à tout l'espace thoracique et ne présente pas de trous.

Une analyse des singularités a été réalisée pour cet instrument (trocart + instrument intra-cavitaire) en utilisant une méthode basée sur la réciprocité des torseurs. Cette analyse montre l'absence de singularité du mécanisme sur son espace de travail.

Enfin un prototype à l'échelle 1 de DRIMIS a été réalisé. Au delà des imperfections inhérentes à un premier prototype, il a le mérite d'exister et permet de valider la pertinence de l'approche proposée.

Chapitre 7

Conclusion et perspectives

La recherche réalisée au cours de cette thèse propose une méthodologie de synthèse multi-critères de mécanismes modulaires redondants, spécifiques à une tâche à réaliser. Elle est particulièrement adaptée aux problèmes complexes d'ingénierie pour lesquels il nécessaire de prendre en compte de nombreux critères de conception pour des mécanismes évoluant dans des environnements complexes et contraints. C'est le cas en particulier de la conception d'instruments robotisés pour la chirurgie mini-invasive.

En effet, dans le cadre de procédures mini-invasives, les chirurgiens sont confrontés à une très forte augmentation de la complexité de réalisation des gestes chirurgicaux. Des systèmes robotiques ont été développés pour prendre en charge et compenser une partie de cette complexité, mais ils sont assez peu performants dès lors que l'espace de travail est très réduit et est fortement encombré par des organes vitaux. C'est le cas des opérations de chirurgie cardiaque, et en particulier des procédures de pontage coronarien. Les chirurgiens reportent principalement des problèmes de limitation des mouvements des instruments lors de la réalisation de certains gestes chirurgicaux, et en particulier lors de la réalisation des gestes de suture, qui nécessitent d'importants changements d'orientation des instruments.

Il existe donc un besoin important d'instruments chirurgicaux robotisés à haute mobilité, adaptés en particulier aux opérations cardiaques. Pour répondre aux besoins exprimés par les chirurgiens et accroître encore leur capacité de mouvement, les instruments doivent être redondants. La conception de tels mécanismes n'est cependant pas aisée dans le contexte de la chirurgie mini-invasive. En effet, l'espace libre est très restreint et les gestes sont très complexes. Les instruments doivent donc être compacts et leur cinématique adaptée à la procédure considérée. Leur comportement au sein de la cage

thoracique dépend de la tâche à réaliser mais également de la loi de commande utilisée pour gérer leur redondance cinématique. Tous ces paramètres doivent être pris en compte simultanément lors de la conception d'un instrument chirurgical robotisé, limitant ainsi très fortement les possibilités de trouver intuitivement un instrument adapté.

La méthodologie de conception optimale proposée a donc été appliquée au geste chirurgical d'anastomose lors d'un pontage coronarien. La modularité des instruments générés permet une adaptation aisée de la méthodologie à d'autres procédures chirurgicales.

Elle est basée sur l'utilisation d'un processus d'optimisation par algorithmes évolutionnaires multi-objectifs au cours duquel les instruments chirurgicaux candidats sont évalués par une simulation réaliste qui intègre une modélisation 3D des organes thoraciques ainsi qu'un modèle générique du geste de suture, déterminé expérimentalement. Cette méthodologie permet donc, de par son aspect multi-objectifs, d'optimiser toutes les performances des instruments : on peut considérer un instrument performant s'il est capable de reproduire en totalité le geste chirurgical à réaliser, tout en évitant les organes vitaux et en assurant au chirurgien de bonnes capacités de mouvement. Les critères d'optimisation utilisés sont par conséquent : la proportion de trajectoire fidèlement reproduite, la manipulabilité du mécanisme au cours de la réalisation du geste, la distance minimale aux organes et les efforts généralisés maximaux.

La méthodologie proposée permet également, de par l'utilisation d'une simulation, de considérer simultanément la cinématique de l'instrument et ses mouvements internes ; ces deux aspects étant indissociables pour fidèlement évaluer un mécanisme redondant puisque les mouvements internes déterminent son comportement lors de la réalisation de la tâche.

Une étude approfondie a également été menée afin de proposer une solution au problème de la prise en compte de critères multiples au sein de l'optimisation locale de la redondance : la gestion combinée des contraintes sur les butées articulaires et les efforts généralisés admissibles est traitée indépendamment de l'optimisation de la redondance. Le processus mis en place analyse mouvement articulaire calculé et gèle ou dégèle les articulations violant l'une de ces deux contraintes. L'optimisation locale de la manipulabilité prend en compte deux critères : maximisation de l'indice de manipulabilité et maximisation de la distance aux organes ; ces deux critères étant incompatibles pour le geste chirurgical considéré. Ce processus de gestion de la redondance permet d'obtenir un mouvement fluide du manipulateur, qui op-

timise les critères définis tout en vérifiant la capacité de l'instrument à le réaliser.

Un soin particulier a été apporté au choix de la méthode d'homogénéisation du modèle différentiel inverse et de l'indice de manipulabilité du mécanisme. En effet l'utilisation directe de la pseudo-inverse d'une jacobienne produit des résultats non homogènes, et par conséquent erronés. Plusieurs approches ont été investiguées et leur pertinence évaluée.

La simulation mise en place pour l'évaluation permet enfin d'imposer que le processus de conception soit spécifique à la tâche : les instruments chirurgicaux existants sont généralistes et ils ont montré leurs limitations. On recherche donc des instruments dédiés et adaptés à une procédure chirurgicale donnée. Cette adaptation est permise par l'évaluation réaliste des instruments et sur l'utilisation de critères de performance locaux.

Cette méthodologie de conception a donné lieu à une implémentation logicielle et a été appliquée au geste de suture réalisé lors d'un pontage coronarien. De multiples optimisations ont montré que le processus est convergent, répétable et robuste, sans toutefois disposer de théories mathématiques permettant de prouver ces propriétés dans le cadre d'algorithmes évolutionnaires multi-objectifs.

Le résultat de cette méthodologie est l'obtention d'un front de Pareto optimal pour une position de trocart donnée. L'instrument recherché devant permettre une grande aisance lors de son utilisation par le chirurgien, il doit donc être utilisable et optimal pour plusieurs positions de trocart. Dans le cadre du geste chirurgical d'anastomose d'une artère coronaire, cela revient à trouver les instruments optimaux lorsque le trocart est placé sur le coté des 3ème et 4ème espaces inter-costaux. Les familles de cinématiques obtenues, disposant de 2 à 8 ddl intra-cavitaires, sont évaluées et discutées. Un instrument particulier a été extrait et considéré comme le mieux adapté au geste chirurgical. Il dispose de toutes les qualités nécessaires à la réalisation de geste d'anastomose pour les différentes positions de trocart testées.

Cet instrument est composé de 9 ddl dont 5 intra-cavitaires. Son espace de travail en position a été déterminé et sa cinématique analysée pour détecter la présence de singularités, donc de positions articulaires engendrant une perte de capacité de mouvement. Cette analyse a montré qu'une simple exclusion des butées articulaires pour deux axes permet de garantir l'absence de configuration singulière sur l'espace de travail.

Un prototype de cet instrument a été réalisé et baptisé DRIMIS : Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery. Il permet de valider l'approche retenue pour la conception mécanique modulaire.

Plusieurs axes existent pour poursuivre ces travaux de recherche : concernant la conception mécanique de l'instrument, il est nécessaire de concevoir et d'implémenter un bus de communication entre les différents modules pour supprimer les câbles électriques.

Concernant l'optimisation des cinématiques, et dans le but de réduire les temps de convergence, il semble important d'envisager des travaux permettant de remplacer les simulations par des fonctions, systèmes ou algorithmes plus rapides à calculer. Il pourrait s'agir de programmation génétique ou de réseaux de neurones. Un moyen pour garantir le réalisme de l'optimisation serait de débuter l'optimisation avec une évaluation basée sur ces fonctions approximantes puis de graduellement les remplacer par la simulation réaliste.

Enfin, concernant la commande du mécanisme, il est nécessaire de développer et d'implémenter des techniques basées sur l'utilisation de capteurs de contact embarqués et permettant la résolution de la redondance en environnement inconnu.

Bibliographie

[1] Multiobjective genetic algorithms. (http ://www-edc.eng.cam.ac.uk/designoptimisation/geneticalgorithms/).

[2] Optimisation of bycicle design. (http ://www-edc.eng.cam.ac.uk/designoptimisation/bicycledesign/).

[3] R. Allenson. Genetic algorithms with gender for multi-function optimisation. Technical report, Technical Report EPCC-SS92-01, Edinburgh Parallel Computing Centre, Edinburgh, Scotland., 1992.

[4] J. Angeles. *Fundamentals of Robotic Mechanical Systems*. Springer-Verlag, New York, 2002. (First edition published in 1997.).

[5] T. Blickle and L. Thiele. A comparison of selection schemes used in evolutionary algorithms. *Evolutionary Computation*, 4(4) :361–394, 1996.

[6] P. Bohner. A multi-agent approach to distributed control for task-level programs for cooperating manipulators. Technical report, in proc of the IEEE/RSJ/GI International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS, 1994.

[7] P. Breedveld and S. Hirose. Development of the endo-periscope. *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, 10 (6) :pp 315–322, 2001.

[8] I. Brouwer, J. Ustin, L. Bentley, A. Sherman, N. Dhruv, and F. Tendick. Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation. In *Proc of the Medicine Meets Virtual Reality conference*, 2001.

[9] H. Bruyninckx. Some invariance problems in robotics. Technical Report Raport 91R4, Katholieke Universiteit Leuven, Department Mechanical Engineering - PMA, Heverlee, Belgium, Octobre 1991.

[10] A. Bzostek, A. C. Barnes, R. Kumar, and J. H. A. R. H. Taylor. A testbed system for robotically assisted percutaneous pattern therapy. In *Proc of Int. Conf. on medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, pages pp 1098–1107, 1999.

[11] S. Cahon, N. Melab, and E.-G. Talbi. Paradiseo : A framework for the reusable design of parallel and distributed metaheuristics. *Journal of Heuristics*, 10 :pp 353–376, 2004.

[12] J. Cannon, J. Stoll, S. Selha, P. Dupont, R. Howe, and D. Torchiana. Port placement planning in robot-assisted coronary artery bypass. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :912–917, Octobre 2003.

[13] M. Cavusoglu, I. Villanueva, and F. Tendick. Workspace analysis of robotic manipulators for a teleoperated suturing task. In *in Proc of IEEE/RSJ Int Conf on Intelligent Robots and Systems*, pages pp 2234–2239, Novembre 2001.

[14] M. C. Cavusoglu, F. Tendick, M. Cohn, and S. Sastry. Robotics for telesurgery : Second generation berkeley/ucsf laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. In *Proceedings of the 39th Allerton Conference on Communication, Control and Computing*, volume 15-4, 2001.

[15] F. Chapelle. *Evaluation de Systèmes Robotiques et Comportements Complexes par Algorithmes Evolutionnaires*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, 2002.

[16] S. Chiaverini. Task-priority redundancy resolution with robustness to algorithmic singularities. In *Proc of 4th IFAC Symposium on Robot Control, Capri*, pages pp 393–399, 1994.

[17] S. L. Chiu. Task compatibility of manipulator postures. *International Journal of Robotics Research*, Volume 7(5) :pp13–21, 1988.

[18] O. Chocron. *Conception Evolutionnaire de Systèmes Robotiques*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, 2000.

[19] D. Corne, N. Jerram, J. Knowles, and M. Oates. Pesa-ii : Region-based selection in evolutionary multiobjective optimization. In *In Proceedings of the Genetic and Evolutionary Computation Conference (GECCO)*, pages pp. 283–290. Morgan Kaufmann Publishers, 2001.

[20] D. Corne and J. Knowles. The pareto-envelope based selection algorithm for multiobjective optimization. *In Proceedings of the Sixth International Conference on Parallel Problem Solving from Nature (PPSN VI)*, pages pp. 839–848, 2000.

[21] E. Coste-Manière, L. Adhami, R. Severac-Bastide, A. Lobontiu, J. Solisbury, J.-D. Boissonnat, N. Swarup, G. Guthart, E. Mousseaux, D. Blanchard, and A. Carpentier. Optimized port placement for the totally endoscopic coronary artery bypass grafting using the da vinci

robotic system. In *Proc of International Symposium on Experimental Robotics (ISER)*, pages pp 199–208, 2000.

[22] J. Craig. *Introduction to Robotics - Mechanics and control*. Addison-Wesley publishing Company, 1955.

[23] R. J. Damiano, H. A. Tabaie, M. J. Mack, J. R. Edgerton, C. Mullangi, W. P. Graper, and S. M. Prasad. Initial prospective multicenter clinical trial of robotically-assisted coronary artery bypass graphting. *Annals of Thoracic Surgery*, 72 :1263–1269, 2001.

[24] C. Darwin. *On The Origin of Species by Means of Natural Selection, or The Preservation of Favoured Races in the Struggle for Life*. http ://www.literature.org/authors/darwin-charles/the-origin-of-species/, 1859.

[25] H. Das, T. Ohm, C. Boswell, R. Steele, and G. Rodriguez. Robot assisted microsurgery development at jpl. In *IEEE EMBS Int Conf*, 1997.

[26] K. A. De Jong. *An analysis of the behavior of a class of genetic adaptive systems*. PhD thesis, Doctoral dissertation, University of Michigan, Ann Arbor, 1975.

[27] A. P. H. de Paris Ecole de Chirurgie. Ateliers pratiques du diplôme d'enseignement spécialisé de chirurgie générale, 2001.

[28] K. Deb. Unveiling innovative design principles by means of multiple conflicting objectives. Technical Report 2002007, KanGAL - Kanpur Genetic Algorithms lab - Indian Institute of Technology Kanpur, 2002.

[29] K. Deb and S. Jain. Multi-speed gearbox design using multi-objective evolutionary algorithms. Technical Report Report 200201, Kanpur Genetic Algorithms Laboratory (KanGAL), Indian Institute of Technology, Kanpur, 2002.

[30] K. Deb, M. Mohan, and S. Mishra. A fast multi-objective evolutionary algorithm for finding well-spread pareto-optimal solutions. Technical Report 2003002, KanGAL - Kanpur Genetic Algorithms lab - Indian Institute of Technology Kanpur, 2003.

[31] K. Deb, A. Pratap, S. Agarwal, and T. Meyarivan. A fast and elitist multi-objective genetic algorithm : Nsga-ii. Technical Report Report 200001, Kanpur Genetic Algorithms Laboratory (KanGAL), Indian Institute of Technology, Kanpur, 2000.

[32] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, D. Sallé, N. Zemiti, P. Gravez, M. Karouia, and N. Bonnet. Marge project : Design, modeling and control of assistive devices

for minimally invasive surgery. In *in Proc of the 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention : MICCAI , Saint-Malo, France (Lecture Notes in Computer Science - Volume 3217 / 2004)*, pages Part II, pp1–8, September 2004.

[33] E. Dombre, M. Michelin, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, D. Sallé, P. Médéric, P. Gravez, M. Karouia, and N. Bonnet. Projet marge : Modélisation, apprentissage et reproduction du geste endochirurgical. In *Actes des Journées CNRS-ROBEA,Toulouse.*, Octobre 2002.

[34] E. Dombre, M. Michelin, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, D. Sallé, P. Médéric, P. Gravez, M. Karouia, and N. Bonnet. Projet marge : Modélisation, apprentissage et reproduction du geste endochirurgical. In *Actes des Journées CNRS-ROBEA*, Janvier 2004.

[35] K. Doty. An essay on the application of weighted generalized-inverses in robotics. In *Proc of Fifth Conf. on Recent Advances in Robotics, Boca Raton, Florida*, 1992.

[36] K. Doty, C. Melchiorri, and C. Bonivento. A theory of generalized inverses applied to robotics. *International Journal of Robotic research*, 12(1) :1–19, February 1993.

[37] K. Doty, C. Melchiorri, E. Schwartz, and C. Bonivento. Robot manipulability. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 11(3) :462–468, June 1995.

[38] P. Dubois, A. C. Jambon, and V. Renaud. Measurements of mechanical interactions between ovaries and a rigid instrument. In *Proceedings of the First French-British International Workshop on Virtual Reality*, 2000.

[39] G. Duchemin. *Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de tissus mous.* PhD thesis, Université Montpellier II, France, 2002.

[40] v. Falk, J. Fann, J. Grunenfelder, D. Daunt, and T. Burdon. Endoscopic computer-enhanced beating heart coronary artery bypass grafting. *Annals of Thoracic Surgery*, 70 :2029–2033, 2000.

[41] A. Faraz and S. Payandeh. *Engineering Approaches to Mechanical and Robotic Design for Minimally Invasive Surgeries.* Kluwer Academic Publishers, 2000.

[42] C. Fonseca and P. Fleming. Multiobjective optimization and multiple constraint handling with evolutionary algorithms - part i : a unified formulation. *IEEE Transactions on Systems, Man, Cybernetics Part A : Systems ans Humans,*, Vol 28 :pp 26–37, 1998.

[43] C. Fonseca and P. Fleming. Multiobjective optimization and multiple constraint handling with evolutionary algorithms - part ii : application example. *IEEE Transactions on Systems, Man, Cybernetics Part A : Systems ans Humans,*, Vol 28 :pp 38–47, 1998.

[44] J.-C. Fraile, C. Paredis, C.-H. Wang, and P. Khosla. Agent-based planning and control of a multi-manipulator assembly system. In *in Proceedings of the 1999 IEEE Intemational Conference on Robotics and Automation ICRA, Detroit, USA*, pages pp 1219–1225, 1999.

[45] D. E. Goldberg. *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning.* Addison Wesley, 1989.

[46] C. Gosselin. The optimum design of robotic manipulators using dexterity indices. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol 9 :pp 213–226, 1992.

[47] J. Gundlach, F. Gern, P. Tetrault, A. Nagshineh-Pour, A. Ko, R. T. K. R. K. Grossman, B.and Haftka, W. H. Mason, and J. A. Schetz. Multidisciplinary optimization of a strut-braced wing transonic transport. In *in Proc of AIAA 36th Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, Reno, USA, Paper No. 2000-0420*, Jan. 2000.

[48] G. Guthart and J. Salisbury. The intuitive telesurgery system : Overview and application. In *Proc IEEE Inernational Conference on Robotics and Automation - ICRA*, pages 618–621, 2000.

[49] J. Holland and J. Reitman. *Cognitive Systems Based on Adaptive Algorithms.* D.A. Waterman and F. Hayes-Roth (eds.), Pattern-Directed Inference Systems, Academic Press, NY, 1978.

[50] J. H. Holland. *Adaptation in Natural and Artificial Systems.* University of Michigan Press, Ann Arbor, 1975.

[51] J. Horn and N. Nafpliotis. Multiobjective optimization using the niched pareto genetic algorithm. Technical report, Thechnical report 93005, Illinois Genetic Algorithm Lab, University of Illinois, Urbana, USA, 1993.

[52] R. Howe and Y. Matsuoka. Robotics for surgery. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 01 :211–240, 1999.

[53] K. IKUTA and M. NOKATA. Two-lead-wire drive for multi-micro actuators. In *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages pp 2378–2384, 1999.

[54] K. Ikuta, M. Nokata, and S. Aritomi. Hyperredundant active endoscope for minimum invasive surgery. In *Proc First Int. Symp. on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery - MRCAS*, 1994.

[55] K. Ikuta, M. Tsukamoto, and S. Hirose. Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback. In *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA)*, pages pp 427–430, 1988.

[56] K. Ikuta, K. Yamamoto, and K. Sasaki. Development of remote microsurgery robot and new surgical procedure for deep and narrow space. In *In Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Taipei, Taiwan*, pages pp 1098–1102, September 2003.

[57] K. Ikuta, K. Yamamoto, and K. Sasaki. Development of remote microsurgery robot and new surgical procedure for deep and narrow space. In *In Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Taipei, Taiwan*, pages pp 1103–1108, September, 2003.

[58] C. Janikow and Z. Michalewicz. An experimental comparison of binary and floating point representations in genetic algorithms. In *Proc of the 4th Int Conf on Genetic Algorithms, San Mateo,USA*, pages pp 31–36, 1991.

[59] Y. Jin. Fitness approximation in evolutionary computation - a survey. In A. M. Barry, editor, *Proceedings of the Bird of a Feather Workshops, Genetic and Evolutionary Computation Conference - GECCO*, pages pp : 3–4, New York, 8 July 2002. AAAI.

[60] Y. Jin. A comprehensive survey of fitness approximation in evolutionary computation. *Soft Computing Journal*, 2003.

[61] M. Kanazaki, S. Obayashi, M. Morikawa, and N. K. Multiobjective design optimization of merging configuration for an exhaust manifold of a car engine. In *in Proc of PPSN, the 7th international conference on parallel problem solving from nature*, pages pp 281–287, September, 2002.

[62] H. Kataoka, T. Washio, K. Chinzei, K. Mizuhara, C. Simone, and A. M. Okamura. Measurement of the tip and friction force acting on a needle during penetration. In *Proc of 5th Int. Conf. on medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, 2002.

[63] O. Khatib. Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. *The International Journal of Robotics Research*, 5 :90–98, 1986.

[64] O. Khatib. The impact of redundancy on the dynamic performance of robots. *Laboratory Robotics and Automation*, 8 :pp 37–48, 1996.

[65] J.-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*, pages 758–763, Novembre 1991.

[66] M. Kitagawa, A. Okamura, B. Bethea, V. Gott, and W. Baumgartner. Analysis of suture manipulation forces for teleoperation with force feedback. In *Proc 5th Int Conf Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 155–162, 2002.

[67] J. Knowles and D. Corne. The pareto archived evolution strategy : A new baseline algorithm for pareto multiobjective optimisation. *In Proceedings of the 1999 Congress on Evolutionary Computation (CEC'99)*, Volume 1 :pages 98–105, 1999.

[68] R. Konietschke, T. Ortmaier, H. Weiss, R. Engelke, and G. Hirzinger. Optimal design of a medical robot for minimally invasive surgery. In *Proc of Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Nürnberg, Germany*, November 2003.

[69] J. Koza. *Genetic Programming : On the Programming of Computers by Natural selection*. MIT Press, 1992.

[70] A. Liegeois. Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms. *IEEE Trans on Systems, Man and Cybernetics*, SMC-7(12) :pp 868–871, 1977.

[71] H. Maaß and U. Kühnapfel. Noninvasive measurement of elastic properties of living tissue. In *in Proc of the 13th Internat. Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS '99), Paris, F, June 23-26,*, pages pp 865–870, 1999.

[72] A. Maciejewski and C. Klein. Obstacle avoidance for kinematically redundant manipulators in dynamically varying environments. *The Internationnal Journal of Robotics Research,*, Vol 4(No 3) :pp 109–117, 1985.

[73] A. Maciejewski and C. Klein. Numerical filtering for the operation of robotic manipulators through kinematically singular configurations. *Journal of Robotic Systems*, 5(6) :pp 527–552, 1988.

[74] A. J. MADHANI. *Design of Teleoperated Surgical Instruments for Minimally Invasive Surgery*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1998.

[75] P. Médéric. Projet robea marge. définition et mise en place d'une méthodologie expérimentale pour l'identification du geste en chirurgie des coronaires. Master's thesis, DEA RESIN, Université Pierre et Marie Curie. Réalisé au CEA, Rapport DTSI/SRSI/LCI/02RT.058/Rév.0, Juillet 2003.

[76] P. Médéric and D. Sallé. Définition et mise en place d'une méthodologie expérimentale pour l'identification du geste en chirurgie des coronaires.

In *Actes de JJCR'16 : 16 èmes Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique, Lyon.*, Septembre 2002.

[77] M. Michelin, P. Poignet, and E. Dombre. Dynamic task / posture decoupling for minimally invasive surgery motions. In *in Proc. Int. Symp. on Experimental Robotics - ISER*, June 2004.

[78] M. Mitsuishi, H. Watanabe, H. Kubota, Y. Iizuka, and H. Hashizume. Tele-micro-surgery : analysis and tele-micro-blood-vessel suturing experiment. In *Proceedings of International Symposium on Experimental Robotics (ISER)*, 1997.

[79] R. Nakamura, E. Oura, Tand Kobayashi, I. Sakuma, T. Dohi, N. Yahagi, T. Tsuji, D. Hashimoto, and M. Shimada. Multi-dof forceps manipulator system for laparoscopic surgery - mechanism miniaturized and evaluation of new interface -. In *Proc of Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer assisted Interventions (MICCAI), Utrecht, the Netherlands*, pages pp 606–613, October 2001.

[80] Y. Nakamura. *Advanced Robotics - Redundancy and Optimization.* Addison-Wesley Publishers, ISBN : 0-201-15198-7, 1991.

[81] Z. Nawrat, L. Podsedkowski, K. Mianowski, P. Wroblewski, P. Kostka, R. Pruski, Z. Malota, and Z. Religa. Robin heart 2003–present state of the polish telemanipulator project for cardiac surgery assistance. *International Journal of Artificial Organs*, 26(12) :pp 1115–1119, 2003.

[82] S. Nokleby and R. Podhorodeski. Reciprocity-based resolution of velocity degeneracies (singularities) for redundant manipulators. *Journal of Mechanism and Machine Theory*, Vol 36 :pp 397–409, 2001.

[83] S. Nokleby and R. Podhorodeski. Identifying the 1-dof loss velocity-degenerate (singular) configurations of an 8-joint manipulator. *Transactions of the CSME*, Vol 28(No 2A) :pp 109–124, 2004.

[84] C. Paredis and P. Khosla. Agent-based design of fault tolerant manipulators for satellite docking. In *in Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, Albuquerque,USA*, pages pp20–25, 1997.

[85] I. Rechenberg. *Evolutionstrategie : Optimierung Technisher Systeme nach Prinzipien des Biologischen Evolution.* Stuttgart : Fromman-Holzboog Verlag, 1973.

[86] D. Reynaerts, J. Peirs, and H. VanBrussel. Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system. *Sensors and Actuators*, 77 :pp 157–166, 1999.

[87] H. Rininsland. Artemis. a telemanipulator for cardiac surgery. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 16(Suppl 2.) :pp S106–S111, 1999.

[88] J. Rosen, B. Hannaford, M. P. MacFarlane, and S. M. N. Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery - exprimental performance evaluation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(10) :1212–1221, 1997.

[89] O. Rudenko, M. Schoenauer, T. Bosio, and R. Fontana. A multiobjective evolutionary algorithm for car front end design. In *in Proc of the 5th International Conference on Artificial Evolution, EA'01*, pages pp pages 205–216. P. Collet et al. (eds), Evolution Artificielle 2001, Springer Verlag,, 2001.

[90] D. Sallé. Modélisation et simulation d'un système de chirurgie robotisée pour l'analyse du retour haptique. Master's thesis, DEA Robotique Et SYstèmes Intelligents, Universsité Paris 6., 2001.

[91] D. Sallé, F. Cepolina, and P. Bidaud. Surgery grippers for minimally invasive heart surgery. In *Proc of Int Conf on Intelligent Manipulation and Grasping*, 2004.

[92] D. Sallé, F. Gosselin, p. Bidaud, and P. Gravez. Analysis of haptic feedback performances in telesurgery robotic systems. In *Proc of ROMAN 01 : IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Paris, France.*, pages 618–623, September 2001.

[93] J. Schaffer. Multiple objective optimization with vector evaluated genetic algorithms. In *Proc of 1st Int Conf on Genetic Algorithms and Their Applications, Hillsdale*, pages pp 93–100, 1985.

[94] E. Schwartz. *Algebraic Properties of Noncommensurate Systems and their Applications in Robotics*. PhD thesis, University of Florida, 1995.

[95] E. Schwartz, R. Manseur, and K. Doty. Noncommensurates systems in robotics. *Int. Journal of Robotics and Automation*, 17(2), 2002.

[96] L. Sciavicco and B. Siciliano. *Modelling and control of robot manipulators*. Springer, 2000.

[97] U. Seibold, B. Kübler, H. Weiss, T. Ortmaier, and G. Hirzinger. Sensorized and actuated instruments for minimally invasive robotic surgery. In *Proc of EuroHaptics 2004, 4th International Conference, Munich, Germany*, pages 482–485, June 2004.

[98] S. Selha, P. Dupont, R. Howe, and D. Torchiane. Dexterity optimization by port placement in robot-assisted minimally invasive surgery. In *In Proc of SPIE Int Symp on Intelligent Systems and Advanced Manufacturing*, Octobre 2001.

[99] H. Seraji and R. Colbaugh. Singularity-robustness and task-prioritization in configuration control of redundant robots. In *in Proc. 29th IEEE Conference on Decision and Control*, pages 3089–3095, 1990.

[100] O. Shigeru. Multidisciplinary design optimization of aircraft wing planform based on evolutionary algorithms. In *In Proceedings of 1998 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics : Intelligent Systems For Humans In A Cyberworld*, 1998.

[101] C. Simone and A. M. Okamura. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy. In *Proc IEEE Int. Conference on Robotics and Automation - ICRA*, pages 2085–2091, 2002.

[102] N. Srinivas and K. Deb. Multiobjective optimization using nondominated sorting in genetic algorithms. *Evolutionary Computation*, Vol. 2, Issue 3 :pp. 221 – 248, Fall 1994.

[103] 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.

[104] J. Szewczyk, V. de Sars, and P. Bidaud. An active tubular polyarticulated microsystem for flexible endoscopes. In *Actes de ISER : International Symposium on Experimental Robotics, Hawaii, USA*, pages pp. 179–188, 2000.

[105] R. Taylor and D. Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :765–779, Octobre 2003.

[106] thomas Haesig. Pour la science - hors série spécial coeur, n°40, Juillet-Septembre 2003.

[107] J. Troccaz, P. Cinquin, P. Berkelman, A. Vilchis-Gonzales, and E. Boidard. Surgical robots at timc : where we are and where we go. In *Proc of the 11th International Symposium of Robotics Research (ISRR), Siena, Italy*, October 2003.

[108] C. Wampler. Manipulator inverse kinematic solutions based on vector formulations and damped least-squares methods. *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics,*, 16(1) :pp 93–101, 1986.

[109] www.computermotion.com.

[110] H. Yamashita, D. Kim, N. Hata, and T. Dohi. Multi-slider linkage for endoscopic forceps manipulator. In *In Proc of IEEE/RSJ Int Conf on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, USA*, pages pp 2577–2582, October 2003.

[111] T. Yoshikawa. *Foundations of Robotics*. MIT Press, 1990.

[112] N. Zemiti, T. Ortmaier, M.-A. Vitrani, and G. Morel. A force controlled laparoscopic robot wihthout distal force sensing. In *Proc of 9th Int. Symp. on Experimental Robotics (ISER), Singapore*, 2004.

[113] E. Zitzler, M. Laumanns, and L. Thiele. Spea2 : Improving the strength pareto evolutionary algorithm. Technical report, TIK Report Nr. 103, Computer Engineering and Networks Lab (TIK), Swiss Federal Institute of Technology (ETH) Zurich, 2001.

[114] E. Zitzler and L. Thiele. Multiobjective evolutionary algorithms : A comparative case study and the strength pareto approach. *IEEE Transaction on evolutionary computation*, 3 :pp257–271, 1999.

[115] L. Zlajpah. Obstacle avoidance control for redundant manipulators utilizing the contact forces. In *In Proc of IEEE Int. Conf. on Intelligent Engineering Systems, INES'98, Vienna, Austria,*, pages pp 343 – 348, 1998.

[116] L. Zlajpah. On-line obstacle avoidance for redundant robots using tactile sensors. In *In Proc of IEEE Int. Conf.on Intelligent Engineering Systems, INES'99, Stara Lesna, Slovakia,*, pages pp 415 – 420, 1999.

Annexe A

Méthodes d'optimisation mono-objectif et algorithmes génétiques

A.1 Les différentes techniques d'optimisation mono-objectif

A.1.1 Méthodes déterministes

A.1.1.1 Méthode énumérative

On discrétise l'espace de recherche et on évalue chaque solution. La valeur la plus faible obtenue est considérée comme l'optimum global dans le cas d'une minimisation.

A.1.1.2 Méthode du gradient

Cette méthode utilise le gradient de la fonction objectif pour déterminer la direction de recherche de l'optimum. Elle peut être utilisée de manière analytique si la fonction gradient peut être écrite, ou de manière numérique, dans le cas contraire.

Dans le cas analytique, cette méthode s'exprime comme :

$$x_{k+1} = x_k - \lambda_k \overrightarrow{grad}(f(x_k))$$

où λ_k règle le pas de déplacement du point courant, donc la vitesse de l'algorithme mais a aussi une influence forte sur la probabilité de convergence de la méthode.

Dans le cas du gradient numérique, il faut discrétiser l'espace des paramètres et évaluer la fonction objectif sur un voisinage autour du point courant. La valeur minimale dans ce voisinage donne la direction de déplacement pour le point courant suivant. Le pas de déplacement doit être réglé, à l'image de λ_k.

A.1.1.3 Méthode du simplexe

Cette méthode est basée sur la déformation de figures géométriques appelées "simplexes".

Un simplexe de $\mathbb{R}^n$ est un ensemble de points appartenant à l'espace des paramètres, de dimension n, $(x_0, x_1, x_2..., x_n)$ tels que :

$$f(x_0) \leq f(x_i), \forall i \in [1...n]$$

avec f fonction à minimiser et x_0 étant alors la meilleure solution du simplexe. Ce simplexe est assimilable à un polyèdre ou hyperpolyèdre pour des espaces de dimension supérieure à 3.

Un premier simplexe est tiré aléatoirement et évalué. Le point ayant le moins bon score est utilisé pour transformer géométriquement le polyèdre par une transformation de base : réflexion, expansion ou contraction. Ces transformations permettent un déplacement dans l'espace de recherche.

Cette méthode ne nécessite donc pas de calcul de gradient, elle utilise uniquement l'évaluation de la fonction en certains points. Elle est efficace mais pas très rapide.

A.1.1.4 Méthode Tunneling

Cette méthode recherche l'optimum global d'une fonction f en effectuant des recherches d'optima locaux tels que leur score s'améliore successivement. La méthode se compose de 2 phases : une phase de recherche de minimum local (dont la valeur est f^*), généralement basée sur une méthode du gradient, puis une phase de tunneling. La phase de tunneling consiste à trouver un point x appartenant à une autre vallée de l'espace de recherche, en utilisant une fonction T de tunneling du type

$$T(x) = f(x) - f^* \leq 0$$

Le principe de cette méthode est illustré en figure A.1

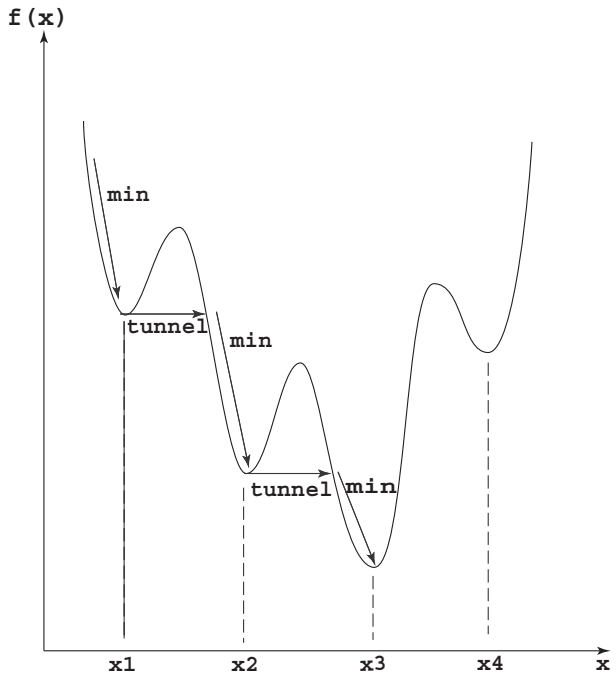


FIG. A.1 – Méthode du Tunneling

A.1.1.5 Conclusion sur les techniques déterministes

Ces méthodes n'ont qu'une portée locale et sont sujettes aux problèmes d'optimum locaux. Une solution pour améliorer ces méthodes est l'utilisation de méthodes hybrides qui effectuent plusieurs optimisations en veillant à changer aléatoirement de point de départ. Ces méthodes ont une probabilité plus forte de trouver l'optimum global, mais ceci n'est en rien garanti.

A.1.2 Méthodes stochastiques

Ces méthodes introduisent une part importante d'aléatoire dans la recherche de l'optimum. Elles nécessitent généralement plus de temps pour aboutir que les méthodes déterministes mais elles convergent vers l'optimum global et peuvent être appliquées à des problèmes ne pouvant pas être formulés mathématiquement (simulations, systèmes discrets...)

A.1.2.1 Monte Carlo

Cette méthode est purement aléatoire : elle considère que la solution optimale peut être n'importe où, et ne dépend pas de la meilleure solution trouvée. Un premier point est tiré aléatoirement et évalué. On tire ensuite

un autre point de manière aléatoire. Si son score est meilleur, on le conserve, sinon il est éliminé.

A.1.2.2 Recherche tabou

Elle est basée sur le même principe que la méthode de Monte Carlo mais ajoute en plus une liste des points déjà évalués, dite "tabou" , qui interdit toute nouvelle évaluation de ces solutions. Cette liste permet de converger plus aisément vers l'optimum global, en restreignant l'espace de recherche au fil du temps.

A.1.2.3 Méthode du recuit simulé

La méthode du recuit simulé est une méthode stochastique qui dirige la direction de recherche. Elle s'inspire d'un phénomène mécanique ayant lieu lors du refroidissement à faible vitesse d'un métal : à haute température, les particules du métal ont une grande énergie et peuvent faire de grands déplacements dans le métal. A mesure que la température diminue, l'énergie des particules baisse et leurs déplacements sont réduits jusqu'à l'arrêt total lorsque le métal est à température ambiante. Le métal est alors dans un état polycristallin ou amorphe, qui correspond à l'état d'énergie minimale du métal. Cette procédure est appelée traitement thermique de recuit.

L'énergie E d'une particule correspondant à une température T est distribuée de manière probabiliste parmi tous les états d'énergie possibles suivant une loi de la forme :

$$Prob(E) = exp(-\frac{E}{kT}) \text{où } k \text{ est la constante de Boltzmann}$$

Donc quelque soit la température du métal, la probabilité que l'énergie d'une particule augmente n'est pas nulle.

Cette propriété est à la base de la technique du recuit simulé : le point courant est déplacé aléatoirement dans l'espace de recherche ; si son score est meilleur que les scores précédents, il est conservé. Sinon, il a une probabilité $p = exp(-\frac{\Delta f}{kT})$ d'être accepté. Δf correspond à la distance séparant ce point du précédent et T est un paramètre temporel, assimilé à une température décroissante.

Ainsi, en début d'optimisation, quand T est élevée, la probabilité d'acceptation est forte ; il y a donc une forte exploration du domaine de recherche. Au cours du temps, l'exploration cède le pas sur l'exploitation puisque seuls les points améliorant le score sont conservés. Cette technique permet généralement de sortir des optimum locaux.

A.1.2.4 Algorithmes évolutionnaires

Ils utilisent également un processus aléatoire de recherche de l'optimum global, tout en dirigeant cette recherche.

Les algorithmes évolutionnaires s'inspirent de la théorie de l'évolution proposée par Darwin dans "The origin of species" [24] en 1859.

La théorie darwinienne de l'évolution des espèces s'appuie sur le fait qu'un environnement naturel donné fournit une quantité de ressources limitée, donc ne peut assurer la survie d'un nombre infini d'individus. Par suite, ne peuvent survivre et se reproduire que ceux qui sont les plus adaptés à leur environnement (à un moment donné) : c'est le principe de la sélection. La seconde observation est la ressemblance entre enfants et parents (l'hérédité) : des traits communs sont transmis d'une génération à l'autre, parmi lesquels ceux qui ont permis aux parents d'être adaptés à leur environnement. Mais les enfants ne sont pas des copies conformes des parents : il y a variation. Du fait de ces variations, certains individus seront plus adaptés que d'autres et par suite favorisés par la sélection.

Mendel en 1965 abondera dans cette direction en y ajoutant les notions de mutation et de croisement lors de la reproduction entre individus.

Les algorithmes évolutionnaires sont basés sur la théorie néo-darwinienne : les théories de Darwin et Mendel auxquelles sont ajoutées les connaissances de génétique moderne. Ils reprennent donc les principes de population d'individus, de sélection, de mutation, de croisement et de reproduction, ainsi que les notions de gènes, chromosomes, génotype et phénotype.

Quatre catégories d'algorithmes évolutionnaires ont été développées :

- Les algorithmes génétiques - AG : ce sont les plus anciens algorithmes évolutionnaires, initialement introduits par Holland [50] et Goldberg [45]. Le chapitre suivant leur est consacré.

- La programmation génétique - PG : c'est une extension des AG dans laquelle les individus sont des programmes ou fonctions. Un alphabet propose les différents objets utilisables et une représentation arborescente de ces objets permet de générer des fonctions analytiques qui sont évaluées et modifiées [15, 69].

- Les systèmes de classifieurs : ce sont des mécanismes d'apprentissage basés sur un ensemble de règles condition/action. Chaque règle est notée en fonction du résultat de l'action produite et un algorithme génétique est utilisé pour générer de nouvelles règles [49].

– Les stratégies d'évolution - ES : ce sont des algorithmes itératifs dans lesquels un parent génère un enfant (1+1-ES). Le meilleur des deux survit et devient le parent de la génération suivante. La généralisation de ce processus donne les algorithmes $(\mu + \lambda) - ES$ dans lesquels μ parents génèrent λ enfants. [85]

A.2 Les algorithmes génétiques - AG

Les algorithmes génétiques sont à la base des algorithmes d'optimisation stochastique ; ils peuvent en particulier servir pour explorer un problème complexe et générer des solutions non intuitives.

A.2.1 Principe général

Leur principe s'attache à simuler le processus de sélection naturelle dans un environnement hostile lié au problème à résoudre, en s'inspirant des théories de l'évolution de Darwin. On parlera donc d'individus au sein d'une population. Cet individu se résumera à un seul chromosome (individu haploïde). Les chromosomes sont eux-mêmes constitués de gènes qui contiennent les caractères héréditaires de la population.

Chaque individu représente un point de l'espace de recherche. Chaque élément de l'espace de recherche est codé en un chromosome. Chaque individu (chromosome) de la population est évalué d'après la fonction que l'on cherche à optimiser. L'optimisation porte sur toute la population et seules les valeurs d'adaptation des individus sont nécessaires.

Le principe général de l'optimisation est résumé en figure A.2 : une première population d'individus est initialisée aléatoirement puis ses membres sont évalués pour former une génération de parents. Les individus de cette population sont sélectionnés d'après leur valeur d'adaptation pour former une sous population de géniteurs.

Ces géniteurs sont utilisés pour la reproduction, basée sur les opérateurs de croisement et de mutation. Les individus alors générés forment une population d'enfants. Celle-ci remplace la population de parents et le cycle d'optimisation se poursuit. Un critère d'arrêt peut être utilisé après l'évaluation.

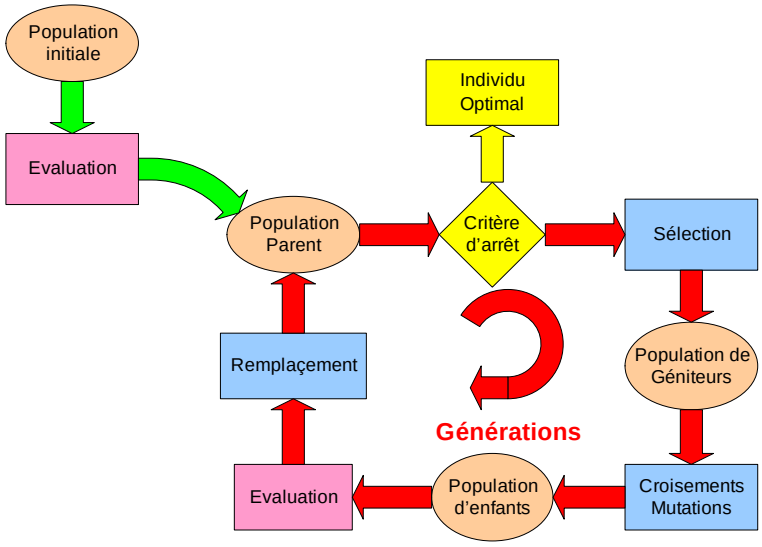


FIG. A.2 – Principe de fonctionnement d'un AG

Il apparaît clairement dans ce principe de fonctionnement qu'un processus d'optimisation par AG doit définir :

- Un codage qui traduise correctement les paramètres de l'espace de recherche en un génotype qui sera utilisé pour constituer les individus.
- Les opérateurs génétiques à utiliser. Ils constituent le moteur de l'évolution et doivent donc être adaptés au problème.
- La fonction d'évaluation qui permet de traduire l'adaptation d'un individu au problème posé.

A.2.2 Codage des individus

Ce codage est une traduction des paramètres de l'espace de recherche. Il est entièrement dépendant du problème posé mais doit rester le plus synthétique possible et refléter au maximum les propriétés de l'espace de recherche.

Le codage des individus en une chaîne de bits (codage binaire) est couramment utilisé car il était préconisé pour les premiers AG. Il a cependant un inconvénient majeur : les problèmes physiques qui doivent être optimisés utilisent généralement des nombres réels. Ils doivent donc être convertis en langage binaire pour être utilisés par les opérateurs génétiques. Ces chaînes

doivent de plus être de courte taille pour garantir convergence et efficacité. Convertir un réel en binaire dans ces conditions engendre des imprécisions importantes.

Le codage réel est aujourd'hui préconisé dans la plupart des cas puisque plus proche de la formulation initiale du problème. Des opérateurs de mutation et de croisement réels ont été développés. Les résultats obtenus en utilisant ce type d'opérateur sont généralement meilleurs que ceux utilisant un codage binaire. [58]

A.2.3 Opérateurs génétiques

Ils sont le coeur même du processus d'optimisation. Ils permettent d'imiter la sélection naturelle et les processus de reproduction des espèces animales.

Les opérateurs de mutation et de croisement peuvent être appliqués soit de manière itérative, soit de manière proportionnelle. Dans le cas itératif, le croisement est utilisé en premier lieu, en tenant compte de sa probabilité d'application à chaque individu. Puis la mutation est appliquée, en tenant compte également de sa probabilité d'exécution. Dans le cas proportionnel, un opérateur est d'abord choisi en utilisant une sélection par roulette d'après les taux d'application de chaque opérateur. Puis il est appliqué à la population, en respectant sa probabilité d'application à l'individu considéré.

A.2.3.1 Sélection

L'opérateur de sélection permet de maintenir et d'améliorer le niveau d'adaptation général de la population. Il consiste à privilégier les meilleurs individus au détriment des moins bons. Il peut également servir à préserver des individus moins bien adaptés mais localisés dans une région peu explorée de l'espace de recherche. Les opérateurs de sélection les plus utilisés sont :

- La roulette stochastique : chaque individu a une probabilité d'être sélectionné proportionnelle à la valeur de sa fonction d'adaptation (fitness).

- La roulette par le rang : chaque individu a une probabilité d'être sélectionné proportionnelle à son rang dans la population ; celui-ci étant établi d'après la valeur de sa fonction d'évaluation. La pression de sélection par cette procédure est moins forte que pour la roulette stochastique.

– Tournoi déterministe : T individus de la population sont sélectionnés aléatoirement. L'individu ayant la meilleure fitness au sein de ce tournoi est sélectionné.

– Tournoi stochastique binaire : deux individus sont sélectionnés aléatoirement pour participer au tournoi. Le meilleur des deux a une probabilité p d'être sélectionné, le moins adapté une probabilité $(1-p)$. La probabilité p doit être comprise entre 0.5 et 1.

A.2.3.2 Croisement

L'opérateur de croisement traduit le phénomène de brassage des gènes qui a lieu lors de la reproduction. Cela permet de tirer partie des atouts des deux parents en générant un enfant disposant des meilleurs gènes de chacun d'eux.

On associe généralement l'opérateur de croisement au phénomène d'exploitation qui fait tendre la population vers l'optimum local le plus proche.

La population de géniteurs est aléatoirement recombinée en formant des couples. Chacun de ces couples a une certaine probabilité de subir un croisement. Dans le cas où le croisement a lieu, les deux individus générés remplacent leurs géniteurs. Plusieurs opérateurs existent, adaptés au codage binaire ou réel :

– Croisement à un point, binaire ou réel. C'est le plus simple : un point de césure est choisi aléatoirement sur la chaîne du chromosome. Le premier enfant hérite de la partie du chromosome du premier parent située avant le point de césure et de la partie du deuxième parent située après le point de césure, comme illustré ci dessous. Le deuxième enfant hérite du complément.

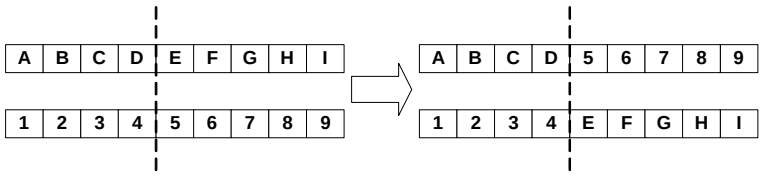


FIG. A.3 – Croisement à 1 point

Ce type de croisement peut s'appliquer à un codage binaire ou réel : on échangera soit les bits soit les réels de par et d'autre du point de

césure.

– Croisement multipoint, binaire ou réel. C'est une extension du croisement à un point : plusieurs points de césure sont choisis aléatoirement. Les fragments de chromosome des parents sont distribués aux enfants alternativement d'après la position des points de césure. La figure A.4 illustre un croisement à deux points.

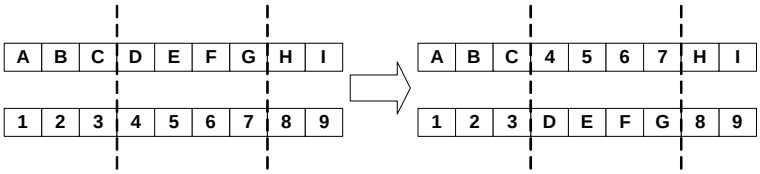


FIG. A.4 – Croisement à 2 points

– croisement uniforme, binaire ou réel. Soient P_1 et P_2 les parents qui vont donner naissance à E_1 et E_2 les enfants. Pour chaque gène de E_1, le croisement uniforme est déterminé avec une probabilité p que ce soit P_1 qui lui donne sa valeur et $(1-p)$ que ce soit P_2 : pour gène k on a l'équation :

$$\forall k \in [1...n] \begin{cases} \text{si } r \leq p \text{ alors } E_1(k) = P_1(k) \text{ et } E_2(k) = P_2(k) \\ \text{si } r > p \text{ alors } E_1(k) = P_2(k) \text{ et } E_2(k) = P_1(k) \end{cases} \quad \text{(A.1)}$$

où n est la longueur du génotype et r un nombre aléatoire compris entre 0 et 1.

– Croisement arithmétique réel.
Toute opération arithmétique sur les nombres réels des gènes des deux parents pourrait être utilisée : moyenne, maximum, loi de probabilité gaussienne... Les plus couramment utilisées sont la combinaison linéaire et la loi de probabilité uniforme.
Le croisement par combinaison linéaire associe à deux parents $\mathbf{P_1}$ et $\mathbf{P_2}$ les enfants $\mathbf{E_1}$ et $\mathbf{E_2}$ tels que :

$$\begin{cases} \mathbf{E_1} = \alpha\, \mathbf{P_1} + (1-\alpha)\, \mathbf{P_2} \\ \mathbf{E_2} = \alpha\, \mathbf{P_2} + (1-\alpha)\, \mathbf{P_1} \end{cases} \quad \text{(A.2)}$$

avec $\alpha \in [0,1]$, constant ou variable pour chaque gène.
Le croisement arithmétique avec loi uniforme applique une loi de probabilité uniforme sur l'intervalle des valeurs utilisables pour chaque gène.

Pour favoriser l'exploitation, une heuristique de croisement restreint (restricted mating) peut être appliquée. Elle consiste à ne croiser que les individus qui sont génétiquement proches.

A.2.3.3 Mutation

L'opérateur de mutation traduit le phénomène physique qui apparaît lorsqu'un gène change spontanément de valeur, sous l'effet d'agents extérieurs agressifs ou lors d'une erreur de recopie du brin ADN. La mutation est associée au phénomène d'exploration de l'espace de recherche : en introduisant des gènes nouveaux, elle peut générer des individus dans des zones non encore explorées. Les processus de mutation sont spécifiques aux codages binaires ou réels.

- La mutation binaire. Elle inverse, avec une probabilité donnée, la valeur du bit correspondant à un gène tiré aléatoirement.

- Mutation destructrice, binaire ou réelle. Elle supprime un gène tiré aléatoirement, réduisant ainsi la taille du chromosome considéré.

- Mutation créatrice, binaire ou réelle. Elle insère à un emplacement aléatoire un nouveau gène dont la valeur est tirée aléatoirement.

- Mutation réelle basique ou uniforme. Elle sélectionne aléatoirement un gène et ré-initialise aléatoirement sa valeur.

- La mutation réelle par perturbation gaussienne. Elle prend la valeur du gène sélectionné aléatoirement et lui ajoute une perturbation. Cette perturbation suit une loi gaussienne, centrée sur 0 et de variance σ. La valeur de la variance peut être fixe, tirée aléatoirement à chaque mutation, ou peut être adaptée en fonction de l'évolution de la population.

- Mutation réelle non uniforme. Présentée dans [58], elle est définie de la façon suivante : on tire aléatoirement un booléen Γ, puis les gènes sont mutés de la manière suivante :

$$X'_i = \begin{cases} X_i + \Delta(t, max_i - X_i) \text{ si } \Gamma = 0 \\ X_i + \Delta(t, X_i - min_i) \text{ si } \Gamma = 1 \end{cases} \tag{A.3}$$

  La fonction $\Delta(t, x)$ peut être définie par :

$$\Delta(t, x) = x(1 - r^{(1-\frac{t}{T})^b}) \tag{A.4}$$

où :
r est un nombre aléatoire compris dans [0,1] ;
b est un paramètre qui détermine la dépendance au numéro de l'itération.

$\Delta(t, x)$ retourne une valeur comprise dans l'intervalle [0,x] de façon que la probabilité de se situer près de 0 augmente en même temps que le nombre de générations t. Ainsi, plus nous avançons dans les générations, moins la mutation s'écarte de la zone de convergence. On passe ainsi de l'exploration du domaine de recherche dans les premières générations à un affinement des solutions trouvées, ce qui permet à la mutation de faire un compromis intéressant entre l'exploration et l'exploitation.

A.2.4 Remplacement

La phase de remplacement a lieu lorsque tous les enfants ont été générés par les opérateurs de croisement et de mutation. C'est la deuxième partie de la sélection naturelle puisque la génération à venir doit être une combinaison des populations de parents et d'enfants. Une multitude de manières de gérer et fusionner ces deux populations existe :

- Remplacement générationnel. C'est le remplacement traditionnel, introduit par Goldberg [45] ; c'est aussi le plus évident : il y a autant d'enfants que de parents et tous les enfants remplacent tous les parents.

- Remplacement par états stationnaires (Steady State GA). C'est un algorithme avec recouvrement de population : les moins bons parents sont remplacés par les meilleurs enfants. Il y a généralement peu d'enfants générés.

- Remplacement par fusion-réduction. Il y a deux étapes à ce type de remplacement : fusionner les populations parents et enfants puis réduire cette nouvelle population pour la ramener à la bonne taille. Plusieurs stratégies peuvent être appliquées :
  - Sélectionner les meilleurs individus appartenant à la population enfants comme génération suivante.
  - Sélectionner les meilleurs individus appartenant à la population parents+enfants comme génération suivante.
  - Sélectionner parmi la population parents+enfants à l'aide d'un tournoi stochastique ou d'une roulette

- Remplacement par réduction-fusion. La population parents est d'abord

réduite puis fusionnée avec la population enfants. Il y a généralement peu d'enfants engendrés et la population parents est réduite du nombre exact d'enfants générés, de manière à ce que la population générée lors de la fusion ait la bonne taille. Les parents à tuer peuvent être sélectionnés de différentes manières : par leur rang (équivalent alors à un Steady State GA), par un tournoi déterministe inversé ou par un tournoi stochastique inversé.

– Remplacement "Survive and die". Ce type de remplacement provoque un fort élitisme puisque qu'il réduit à la fois la population parents et la population enfants avant de les fusionner et de réduire à nouveau pour atteindre la taille de population finale.

Le choix d'un type de remplacement aura autant d'influence sur l'optimisation que le choix des opérateurs de sélection et de mutation.

A.2.5 Améliorations classiques

Les opérateurs présentés dans les sections précédentes sont efficaces et permettent d'obtenir de bons résultats d'optimisation. Il existe cependant des techniques qui permettent d'intervenir sur la répartition des individus dans la population (la diversité). En effet, pour converger, les AG utilisent le patrimoine génétique des individus de la population. Si les individus sont tous semblables ou peu éloignés, une convergence précoce sera atteinte. Dans ce cas, on préservera la diversité par des techniques de "scaling" ou de "niching (sharing ou crowding)". Dans d'autres cas, pour certaines combinaisons d'opérateurs, la fitness moyenne, voire maximale, de la population peut baisser d'une génération à l'autre ; la convergence sera alors longue à obtenir. Pour palier ce problème, on peut introduire de l'élitisme, fort ou faible.

– Le "scaling" ou mise à l'échelle. Cette technique est utilisée en combinaison avec une sélection par roulette. Les scores des individus sont modifiés afin de réduire ou amplifier les écarts entre les individus de la population. On distingue la méthode **linéaire** où la fitness obtenue après scaling f_2 dépend de la fitness initiale f_1, suivant une fonction linéaire $f_2 = af_1 + b$. Généralement $a < 1$, ce qui réduit les écarts de fitness et favorise l'exploration de l'espace. La méthode **exponentielle** ($f_2 = f_1^k$) permet, en faisant varier k, de modifier le comportement du processus d'optimisation au cours de l'évolution. Si k est proche de 0, l'exploration est privilégiée. Pour $k > 1$ les écarts sont augmentés et l'élitisme est renforcé.

- Le fitness sharing : Il consiste à diminuer le score brut d'un individu en fonction du nombre d'individus à son voisinage. Pénaliser une forte concentration d'individus permet d'augmenter la pression de sélection sur cette zone, et de libérer des individus pour explorer le reste de l'espace de recherche. Le sharing est associé à la découverte de niches écologiques : il permet aussi de faire apparaître les minima locaux du problème, qui correspondent à des familles de solutions pour le problème, et sont associées à l'image d'espèces dans une niche écologique. Il est nécessaire lors de la résolution d'un problème multimodal. Le sharing nécessite de déterminer a priori un paramètre supplémentaire : la taille du voisinage sur lequel vont être recherchés les individus. Cette procédure doit être réalisée avant d'effectuer le scaling.

- Le crowding : l'approche par crowding consiste à découvrir les niches du problème, à la manière du sharing. Mais contrairement à cette méthode, tous les individus de la niche ne peuvent pas être sélectionnés pour application des opérateurs génétiques : seul un individu par niche est déclaré apte à être utilisé, et il remplace les individus de la niche si ceux-ci sont tirés au sort lors de la sélection. [5, 26]

- La ré-initialisation : cette technique est communément utilisée dans toutes les méthodes d'optimisation utilisant des méta-heuristiques. Elle consiste à sélectionner certains individus de la population, et les ré-initialiser de manière aléatoire. C'est donc une opération plus forte qu'une mutation mais son intérêt est le même : apporter de la diversité en générant de manière aléatoire des solutions qui peuvent se trouver dans des zones inexplorées de l'espace de recherche.

- L'élitisme. Il est caractéristique d'une évolution qui favorise les parents au détriment des enfants. L'élitisme est mis en place lors de la phase de remplacement. Il est dit fort lorsque des parents sont placés dans la population suivante quelle que soit leur fitness. Il est dit faible lorsque des parents sont placés dans la génération suivante à condition qu'ils soient meilleurs que le meilleur des enfants.
  Un élitisme faible est mis en place lorsque l'on refuse que la fitness de la population puisse baisser. Pour cela, il suffit de sauvegarder le ou les meilleurs individus de la population Parents avant d'appliquer les opérateurs génétiques. Si le meilleur des enfant est moins bon que les individus sauvegardés, il suffit de remplacer les pires enfants par les meilleurs parents.

Un élitisme fort intervient lorsque les enfants sont en compétition direct avec les parents au moment de la génération de la population suivante.

A.2.6 Gestion des contraintes

Les AG permettent de prendre aisément en compte des contraintes. La solution la plus brutale consiste à évaluer la population et vérifier que les scores obtenus ne violent pas les contraintes définies. Dans un cas de violation, il suffit de modifier le score : mise à zéro pour une maximisation, ou score très élevé pour une minimisation. Ces individus n'ont alors aucune chance d'être sélectionnés pour les générations futures.

Pour certaines applications, les AG sont utilisés davantage en tant que générateur de solutions qu'en tant qu'optimisation au sens traditionnel. Dans ce cas, peu d'individus de l'espace de recherche sont capables de respecter les contraintes. L'objectif est alors de tirer parti du maximum d'information provenant des évaluations. La solution consiste à ajouter au score une pénalité dépendant de la distance à la contrainte :

$$\text{Minimiser } F(x) = f(x) \; + \; \sum_{i=1}^{n} r_i \; \phi(h_i(x))$$

où n est le nombre de contraintes, r_i un coefficient de pénalité et ϕ la fonction de pénalité. La fonction $\phi(h_i) = h_i^2$ est couramment utilisée.

Annexe B

Algorithmes d'optimisation multi-objectifs

B.1 Quelques algorithmes non élitistes

Ces algorithmes sont dits non élitistes car il n'y a pas de compétition entre parents et enfants lors de la création de la population pour la génération suivante. Ils ne conservent donc pas d'historique des meilleurs individus déjà apparus.

B.1.1 Multiple Objective Genetic Algorithm - MOGA

Dans cet algorithme, proposé par Foseca et Flemmening en 1993 [42, 43], le ranking est effectué sur une base individuelle : en fonction du nombre d'individus qui le domine. Les auteurs utilisent ensuite une fonction de scaling prenant en compte le rang de l'individu et son score brut. La diversité est préservée en utilisant une fonction de sharing. L'un des inconvénients de cet algorithme est la nécessité de définir la taille du voisinage de recherche des niches ; terme qui agit fortement sur l'évolution de l'optimisation

B.1.2 Non Dominated Sorting Genetic Algorithm - NSGA

Cet algorithme est proposé par Srivinas et Deb en 1994 [102]. Il implémente les idées de Goldberg concernant le niching. Le ranking utilisé est un ranking par fronts : les individus appartenant au même front ont le même rang. La diversité est préservée en utilisant une fonction de sharing entre individus de même rang tout en maintenant le score du meilleur individu du rang i plus faible que le score du moins bon individu du front i-1. Le sharing est ici réalisé dans l'espace des paramètres : la distance entre deux individus

est fonction de la proximité de leur phénotype, quelles que soient leurs valeurs d'adaptation. Cet algorithme est très sensible à la valeur choisie pour le sharing.

B.1.3 Niched Pareto Genetic Algorithm - NPGA

Cet algorithme, proposé par Horn [51], est basé sur une méthode Pareto mais n'utilise pas de ranking. Il utilise, à la place, une sélection par tournoi basé sur la dominance. Pour les tournois à deux individus, une sous population est utilisée pour déterminer la dominance. Si l'un des candidats est dominé par un membre de cette population alors que le deuxième candidat est non-dominé, le candidat non-dominé sera sélectionné. Dans le cas d'égalité, la sélection sera réalisée après niching sur l'espace des paramètres pour la sous population. Le candidat ayant le moins de semblables sera sélectionné afin de préserver la diversité.

Ces algorithmes non élitistes parviennent difficilement à maintenir la diversité sur le front et leur convergence est lente. Pour palier à ces problèmes, des techniques élitistes ont été développées.

B.2 Quelques algorithmes élitistes

Ils sont dits élitistes car ils mettent en compétition parents et enfants et favorisent les meilleurs.

B.2.1 Strength Pareto Evolutionary Algorithm - SPEA

Zitzler [114] propose cet algorithme qui utilise deux populations : la population courante et une population archive contenant les solutions Pareto-optimales trouvées jusque là. Les deux populations sont utilisées pour déterminer les solutions non dominées de la population courante. Ces solutions sont ajoutées à l'archive et les solutions de l'archive qui sont dominées par les nouvelles entrées sont supprimées. Dans le cas où la taille de l'archive dépasse une valeur fixée, une méthode de clustering est appliquée pour ne garder que les solutions les plus représentatives. Le clustering consiste à grouper des solutions voisines, puis de désigner une de ces solutions comme représentant du groupe et enfin de supprimer les autres solutions. Pour le reste, les étapes classiques sont réalisées : sélection, croisement et mutation.

B.2.2 Pareto Archived Evolution Strategy - PAES

Développée par Knowles et Corne [67], cette méthode n'est pas basée sur une population. Elle n'utilise qu'un individu pour la recherche des solutions. Elle utilise néanmoins une population de type archive pour stocker les solutions Pareto-optimales trouvées lors de la recherche. L'algorithme utilise un parent et un enfant. L'enfant est comparé au parent. S'il le domine, il est accepté comme parent pour l'itération suivante et est ajouté à la population archive. Par contre, si l'enfant est dominé par le parent, il est supprimé et un nouvel enfant est généré par mutation à partir du parent. S'il y a non domination, ils sont tous deux comparés à la population archive. Si l'enfant domine une des solutions de la population, il est accepté comme parent pour l'itération suivante et ajouté à l'archive. Les solutions de l'archive alors dominées sont supprimées. S'il ne domine aucun membre de l'archive, l'enfant et le parent sont évalués en fonction de leur distance dans l'espace des paramètres aux solutions de l'archive. Si l'enfant est dans une région moins dense, il est sélectionné pour l'itération suivante et ajouté à l'archive. La densité utilise une fonction de crowding basé sur un découpage en hypercubes de l'espace des paramètres.

B.2.3 Non Dominated Sorting Genetic Algorithm II - NSGAII

Proposé par Deb [31] en 2000, c'est une évolution de l'algorithme NSGA pour répondre aux critiques formulées sur ce dernier : non-élitisme, complexité et utilisation du sharing qui nécessite de fixer des paramètres supplémentaires. Par rapport à NSGA, NSGAII utilise un opérateur de sélection qui permet le ranking et le maintien de la diversité : il utilise une distance de crowding sur l'espace des objectifs.

L'algorithme utilise la notion de distance de "crowding" et de sélection basée sur cette distance. Ces deux concepts sont introduits avant de décrire le fonctionnement général de NSGAII.

La distance de crowding permet d'évaluer la densité du front autour d'un individu considéré, noté i. Cette distance d_i se calcule d'après le périmètre de l'hypercube, dans l'espace des objectifs, ayant pour sommet les individus les plus proches de i, comme illustré figure B.1.

La distance est calculée en triant successivement les individus de la population suivant chacun des objectifs, dans l'ordre ascendant. La distance correspondant au point i est augmentée de la distance séparant les scores associés aux individus $i+1$ et $i-1$, pour l'objectif considéré.

L'opérateur de comparaison $\prec_n$ utilisé dans NSGAII est basé sur l'uti-

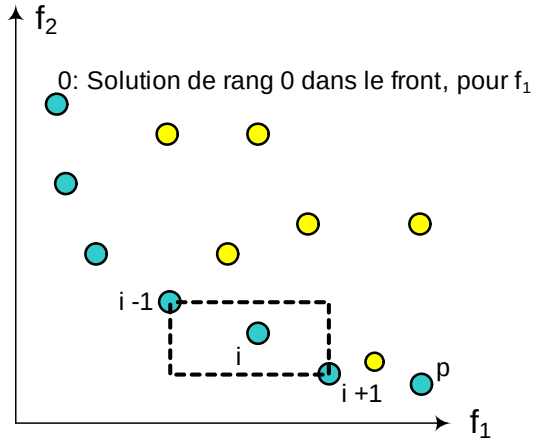


FIG. B.1 – Distance de crowding pour NSGAII

lisation de la non domination et de cette distance de crowding, suivant le principe suivant : un individu i domine un individu j si i appartient à un front de rang inférieur à celui de j ou, dans le cas où les rangs sont égaux, i a une distance de crowding plus grande que j. En d'autres termes, on préfère une solution dominante, et dans le cas de solutions non-dominées, on préfère la solution placée dans une zone du front moins peuplée. Cela se traduit également comme suit :

Soient 2 individus i et j appartenant aux fronts de rang $rang_i$ et $rang_j$ et ayant respectivement comme crowding distance $dist_i$ et $dist_j$.

$$i \prec_n j \;\; si \;\; rang_i < rang_j \;\; ou \;\; (rang_i = rang_j \; et \; dist_i > dist_j)$$

La figure B.2 illustre les mécanismes de l'algorithme NSGAII : la population P_t, de taille n, correspond à la population parent de la génération t.

Une solution enfant Q_t, de taille n, est générée à partir de P_t en appliquant les opérateurs de sélection (tournoi binaire utilisant la non domination et la distance de crowding), mutation et croisement. Ces deux populations sont ensuite fusionnées dans une population R_t, de taille 2n, qui est triée en utilisant un ranking basé sur la non domination : des fronts d'individus non dominés sont générés et le rang des individus est le numéro du front auquel ils appartiennent. Pour se ramener à une population de taille n, il faut sélectionner des individus parmi ces fronts. La procédure est la suivante : les individus appartenant aux fronts de niveau les plus bas sont transférés en premier dans ce qui sera la population P_{t+1}, utilisée comme géniteurs et parents. Lorsque le front à transférer dans cette population contient plus d'individus que de

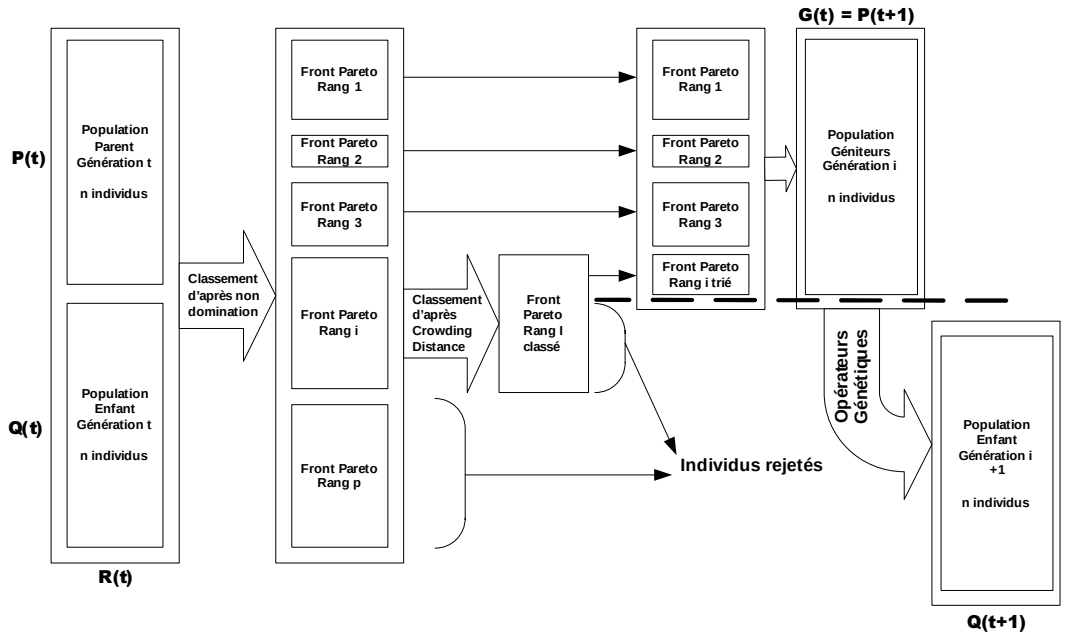


FIG. B.2 – Principe de l'algorithme NSGAII

places disponibles dans P_{t+1}, le front considéré est trié d'après la distance de crowding. Les solutions ayant la distance la plus grande -donc étant dans une zone de faible densité- obtiennent un meilleur score et sont transférés dans P_{t+1}. Lorsque P_{t+1} est complète, Q_{t+1} est générée par application des opérateurs génétiques.

La fusion des populations parent et enfant ainsi que le processus de sélection par tournoi assure l'élitisme de cet algorithme. Le maintien de la diversité est assuré par l'intégration de la distance de crowding dans l'opérateur de comparaison et dans la réduction de la population.

Deb compare NSGAII à PAES ET SPEA et NSGAII obtient de meilleurs résultats pour tous les exemples de ces cas tests ; performances qui font de NSGAII l'algorithme le plus utilisé à ce jour.

B.2.4 Pareto envelope based Selection algorithm I et II-PESAI et II

Ces deux algorithmes ont été proposés par Knowles et Corne [19, 20]. Ils reprennent grossièrement le principe de crowding de PAES mais utilisent un algorithme génétique pour l'optimisation. Pour PESA, l'espace des objectifs est discrétisé en hypercubes et la fitness d'un individu est fonction du nombre d'individus dans l'hypercube auquel il appartient. La sélection est

alors opérée en fonction de la fitness des individus. PESA II diffère de son prédécesseur dans le mode de sélection. Celle-ci n'est pas basée directement sur la fitness de l'individu : un hypercube de l'espace,occupé par au moins un individu, est choisi en premier, puis un individu appartenant à cet hyperspace est sélectionné aléatoirement.

Bien que rapide, les résultats de cet algorithme dépendent très fortement de la grille utilisée pour discrétiser l'espace.

B.2.5 Strength Pareto Evolutionnary Algorithm II - SPEAII

C'est une évolution de SPEA, proposée par Zitzler en 2001 [113]. Les modifications principales concernent le calcul de la fitness d'un individu : dans SPEAII, il prend en compte le nombre d'individus dominés par le candidat à évaluer ainsi que le nombre de solutions qui le dominent. Ce calcul comprend également une estimation de la densité des plus proches voisins. ces modifications améliorent nettement la comparaison entre les différentes solutions. Lorsque la taille de la population archive est atteinte, un mécanisme de troncation est utilisé à la place du mécanisme de clustering. Ceci permet une meilleure préservation de la diversité au sein de la population.

Annexe C

Calcul de la matrice d'inertie d'un manipulateur

Soient

T	l'énergie cinétique totale du manipulateur
T_i	l'énergie cinétique du corps i
G_i	le centre d'inertie du corps i
$\mathcal{R}_i$	le repère liée au corps i
$\mathcal{R}_0$	le repère de base
$\dot{\mathbf{X}}_i(\mathcal{R}_0)$	le vecteur des vitesses généralisées du corps i, dans R_0
$\dot{\mathbf{q}}$	le vecteur des vitesses articulaires
$\mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_i)$	la matrice d'énergie cinétique, ou matrice d'inertie généralisée, du corps i, dans le repère R_i
$\mathbf{M}$	la matrice d'énergie cinétique du manipulateur, dans R_0
$\mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)$	la matrice jacobienne réduite, associée au corps i et exprimée au point G_i et dans R_0
$\mathcal{I}(G_i, \mathcal{R}_i)$	la matrice d'inertie du corps i, au point G_i, dans R_i
m_i	la masse du corps i
$\mathbb{I}_3$	la matrice identité 3x3
${}^i_0\mathbf{R}$	la matrice de rotation du corps i par rapport au repère R_0

L'énergie cinétique du manipulateur est calculée comme :

$$T = \sum_i T_i = \frac{1}{2} \sum_i \dot{\mathbf{X}}_i^{\,t}(\mathcal{R}_0) \mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_0) \dot{\mathbf{X}}_i(\mathcal{R}_0)$$

or $\dot{\mathbf{X}}_i(\mathcal{R}_0) = \mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\dot{\mathbf{q}}$

d'où

$$T = \frac{1}{2}\sum_i (\dot{\mathbf{q}}^t \mathbf{J}_i^t(G_i, \mathcal{R}_0)\mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\dot{\mathbf{q}})$$

$$T = \frac{1}{2}\dot{\mathbf{q}}^t \sum_i \left(\mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)^t \mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\right)\dot{\mathbf{q}}$$

De plus, $T = \frac{1}{2}\dot{\mathbf{q}}^t \mathbf{M}\dot{\mathbf{q}}$

Alors la matrice d'énergie cinétique du manipulateur est obtenue par :

$$\mathbf{M} = \sum_i \left(\mathbf{J}_i^t(G_i, \mathcal{R}_0)\mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\mathbf{J}_i(G_i, \mathcal{R}_0)\right)$$

Il ne reste qu'à exprimer la matrice d'énergie cinétique du corps i dans le repère R_0. Or, cette matrice, exprimée au point G_i et dans le repère R_i est donnée par :

$$\mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_i) = \begin{bmatrix} \mathcal{I}(G_i, \mathcal{R}_i) & 0 \\ 0 & m_i \mathbb{I}_3 \end{bmatrix}$$

Pour notre application, les segments du manipulateur sont assimilables à des cylindres, supposés homogènes, de rayon r et de longueur L. Leur centres d'inertie correspondant donc à leur centre géométrique. La matrice d'inertie du segment i, exprimée au centre G_i du segment, et dans la base principale d'inertie R_i est donnée par :

$$\mathcal{I}(G_i, \mathcal{R}_i) = \begin{bmatrix} \frac{m_i r^2}{4} + \frac{m_i L^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{m_i r^2}{4} + \frac{m_i L^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{m_i r^2}{2} \end{bmatrix}$$

La matrice d'énergie cinétique du corps i s'exprime alors dans R_0 par :

$$\mathbf{M}_i(G_i, \mathcal{R}_0) = \begin{bmatrix} {}^i_0\mathbf{R}\mathcal{I}(G_i, R_i){}^i_0\mathbf{R}^t & 0 \\ 0 & m_i\, {}^i_0\mathbf{R} \end{bmatrix}$$

Annexe D

Calcul de la distance instrument - organes

Afin de limiter les temps de calcul de la simulation, les organes sont assimilés à des solides de géométrie simples : sphères, cylindres ou ellipsoïdes, comme illustré en figure D.1. L'instrument est assimilé à une chaîne de segments cylindriques de rayon $r_{segment}$.

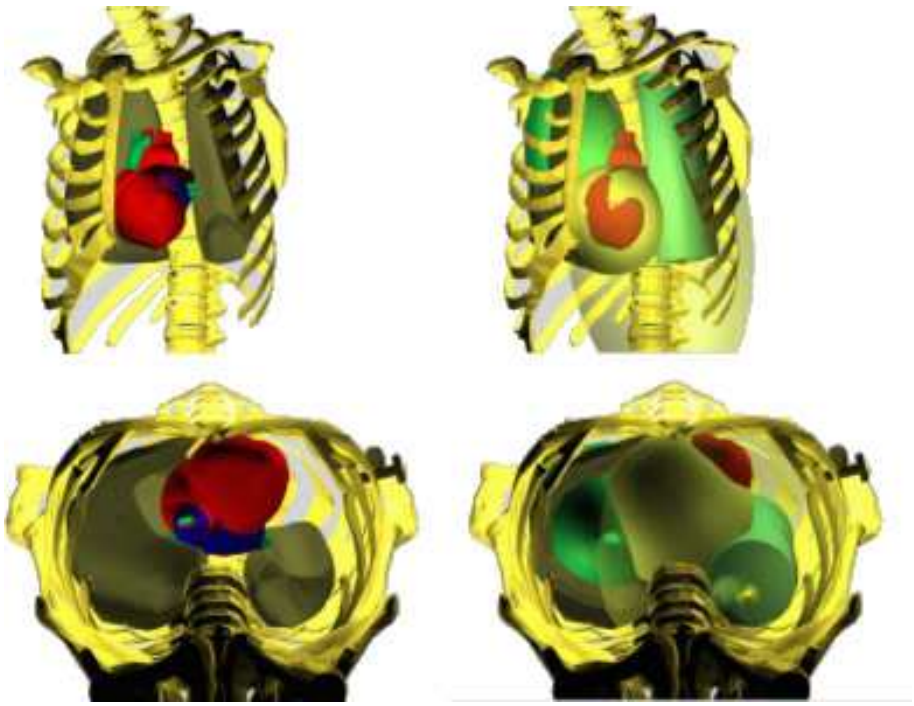


FIG. D.1 – Calcul de la distance instrument-sphère

Les organes étant de taille beaucoup plus importante que les segments d'instrument, il est possible de n'utiliser que les centres des articulations pour calculer la distance minimale entre un instrument et un organe.

Si l'on considère un obstacle sphérique de centre $O_{obstacle}$ et de rayon r_{sphere}, illustré en figure D.2, la distance le séparant de l'articulation i, de centre O_i est calculée comme :

$$d_{Oi-obstacle} = \|\overrightarrow{O_i O_{obstacle}}\| - r_{segment} - r_{sphere}$$

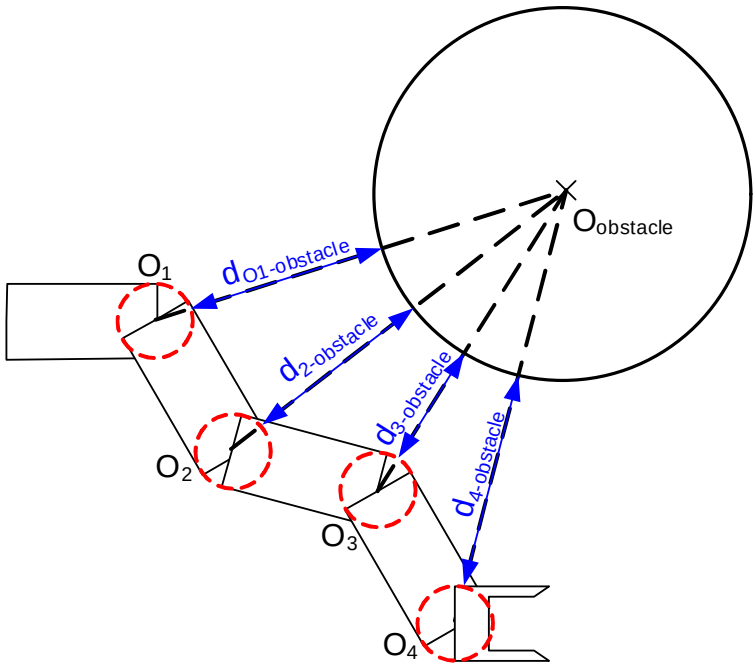


FIG. D.2 – Calcul de la distance instrument-sphère

Le même principe est appliqué pour la distance à l'ellipsoïde. En revanche le calcul de la distance à un cylindre est différent. Il faut projeter le centre de l'articulation sur l'axe du cylindre. 2 cas sont alors possibles, comme illustré figure D.3 :

- La projection est incluse entre les deux extrémités du cylindre. Alors la distance est calculée de manière analogue au calcul pour la sphère en prenant $O_{obstacle} = P_{intersection}$ et en considérant le rayon $r_{cylindre}$ du cylindre : $d_{Oi-obstacle} = \|\overrightarrow{O_i P_{intersection}}\| - r_{segment} - r_{cylindre}$.

- La projection est à l'extérieur du cylindre. Alors la distance est calculée en considérant le point $A_{obstacle}$ ou $B_{obstacle}$ en fonction de l'extrémité la plus proche, et en considérant le rayon $r_{cylindre}$ du cylindre : $d_{Oi-obstacle} = \|\overrightarrow{O_i A_{obstacle}}\| - r_{segment} - r_{cylindre}$.

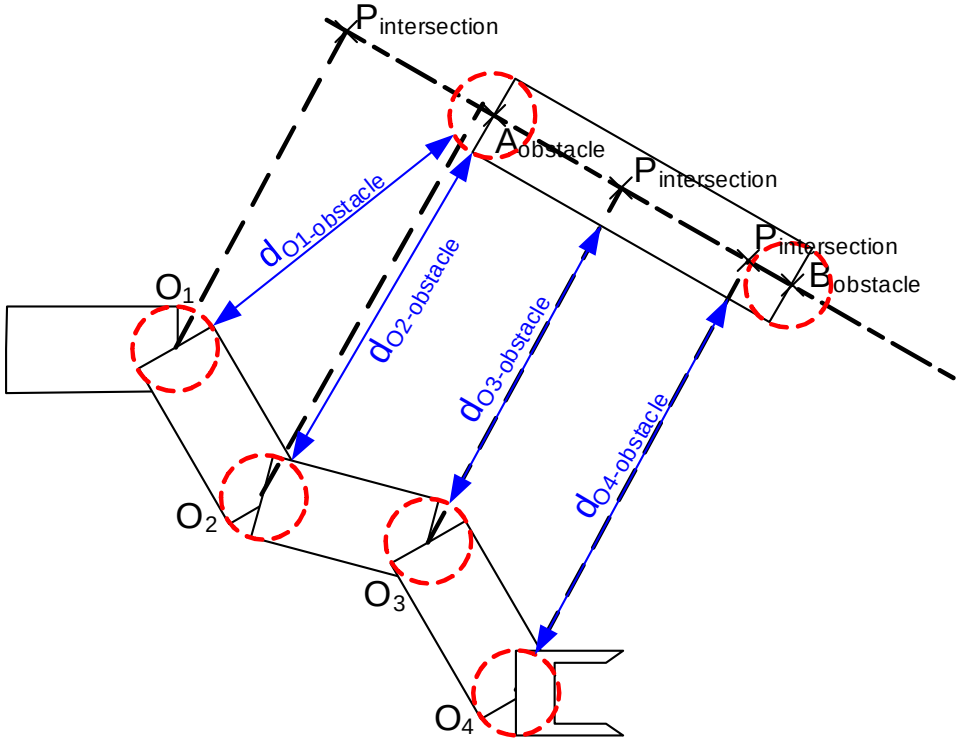


FIG. D.3 – Calcul de la distance instrument-cylindre

La distance minimale retournée est donc le minimum des distances calculées pour chaque organe et chaque articulation. En englobant les organes dans des enveloppes de taille adaptée et en considérant ces calculs de distance, la distance minimale calculée est conservative : l'approximation réalisée retourne toujours une distance inférieure à la distance réelle.

Annexe E

Fronts de Pareto pour les optimisations réalisées

Points sur la trajectoire	Manipulabilité	Couple) max (mNm	Distance min (mm)	Nb Modules	Nb ddl	Module 1		Module 2		Module 3		Module 4	
						Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)
2050	16289	14,16	7,45	1	2	5	36						
2050	16571	14,86	4,30	2	2	3	24	1	24				
2050	32931	26,68	7,97	2	3	1	24	5	36				
2050	29168	15,90	5,43	2	3	3	24	5	36				
2050	43695	28,74	6,88	2	4	6	36	9	36				
2050	51525	29,53	5,05	2	4	8	36	8	36				
2050	51487	29,48	7,33	2	4	9	36	8	36				
2050	51679	29,18	4,60	2	4	9	36	9	36				
2050	63644	31,04	7,84	3	5	1	24	4	36	9	36		
2050	69502	32,33	4,24	3	5	1	24	5	36	9	36		
2050	73967	35,30	7,75	3	5	1	24	6	36	9	36		
2050	75203	41,93	7,84	3	5	1	24	8	36	8	36		
2050	66828	34,13	7,96	3	5	3	24	7	36	8	36		
2050	53276	48,38	8,04	3	5	4	36	2	27	5	36		
2050	56071	30,90	7,75	3	5	6	36	3	24	9	36		
2050	52894	47,83	8,78	3	5	7	36	2	27	5	36		
2050	68760	29,61	5,12	3	5	7	36	3	24	9	36		
2050	100070	35,45	7,80	3	6	5	36	5	36	8	36		
2050	93333	46,94	7,88	4	6	1	24	1	24	4	36	9	36
2050	84605	37,66	7,80	4	6	3	24	1	24	4	36	8	36
2050	101434	36,73	6,19	4	6	3	24	1	24	5	36	8	36
2050	115778	37,50	3,09	4	6	3	24	2	27	8	36	9	36
2050	119247	38,44	3,65	4	6	3	24	2	27	9	36	8	36
2050	120719	37,13	2,99	4	6	3	24	2	27	9	36	9	36
2050	86373	42,72	7,86	4	6	3	24	5	36	1	24	8	36
2050	91523	31,20	4,19	4	6	3	24	6	36	6	36	2	27
2050	154535	41,43	5,70	4	7	1	24	7	36	6	36	9	36
2050	126416	48,35	7,86	4	7	1	24	7	36	8	36	9	36
2050	145779	40,44	7,79	4	7	1	24	7	36	9	36	8	36
2050	150093	40,73	7,51	4	7	3	24	4	36	6	36	9	36
2050	172791	34,16	1,53	4	7	3	24	6	36	6	36	8	36
2050	117298	39,53	7,10	4	7	4	36	4	36	3	24	9	36
2050	171136	37,72	2,72	4	7	5	36	5	36	3	24	8	36
2050	108582	35,58	2,99	4	7	5	36	5	36	6	36	2	27
2050	139541	46,87	7,84	4	7	7	36	1	24	6	36	9	36
2050	113611	64,78	9,02	4	7	8	36	7	36	3	24	5	36
2050	114711	64,81	9,02	4	7	9	36	7	36	3	24	5	36
2050	174581	43,13	5,63	4	8	4	36	4	36	8	36	8	36
2050	176597	43,74	5,80	4	8	4	36	4	36	8	36	9	36
2050	192593	51,56	8,51	4	8	6	36	5	36	8	36	5	36
2050	162032	49,15	7,86	4	8	6	36	9	36	7	36	8	36
2050	223690	47,49	7,76	4	8	7	36	5	36	8	36	8	36
2050	223274	47,39	7,84	4	8	7	36	5	36	8	36	9	36
2050	158200	47,11	7,76	4	8	7	36	6	36	6	36	8	36
2050	193499	47,01	3,58	4	8	8	36	6	36	6	36	8	36
2050	208054	46,08	3,42	4	8	8	36	9	36	4	36	8	36
2050	226020	50,43	3,06	4	8	8	36	9	36	7	36	9	36
2050	185762	44,46	3,21	4	8	9	36	4	36	6	36	9	36
2050	227334	50,30	2,77	4	8	9	36	9	36	7	36	9	36

FIG. E.1 – Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le côté du 3ème espace inter-costal et un décodage réaliste

Points sur la trajectoire	Manipulabilité	Couple) max (mNm	Distance min (mm)	Nb Modules	Nb ddl	Module 1		Module 2	
						Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)
2050	15817	26,65	0,65	1	2	5	36	9	36
2050	17717	26,67	4,25	1	2	9	36	8	36

FIG. E.2 – Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le dessus du 3ème espace inter-costal et un décodage réaliste

Points sur la trajectoire	Manipulabilité	Couple max (mNm)	Distance min (mm)	Nb Modules	Nb ddl	Module 1		Module 2		Module 3		Module 4	
						Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)	Codage	Long (mm)
2050	39532	26,29	7,86	2	4	8	36	9	36				
2050	42811	26,74	4,20	2	4	9	36	9	36				
2050	39468	28,58	7,88	3	4	1	24	2	27	8	36		
2050	40029	28,36	7,80	3	4	3	24	2	27	8	36		
2050	40237	28,55	7,80	3	4	3	24	2	27	9	36		
2050	51841	36,59	7,80	3	5	1	24	4	36	8	36		
2050	57261	27,74	7,80	3	5	1	24	5	36	9	36		
2050	63809	38,93	7,75	3	5	1	24	8	36	8	36		
2050	62049	38,50	7,76	3	5	1	24	8	36	9	36		
2050	56680	41,01	7,86	3	5	3	24	6	36	8	36		
2050	59040	29,36	7,63	3	5	3	24	8	36	9	36		
2050	61793	51,56	7,86	3	6	4	36	6	36	9	36		
2050	56693	49,48	7,84	3	6	5	36	7	36	9	36		
2050	85195	33,77	3,48	3	6	8	36	5	36	9	36		
2050	58680	36,67	7,76	4	5	1	24	3	24	1	24	8	36
2050	54143	42,70	7,88	4	5	1	24	3	24	2	27	9	36
2050	82370	31,28	1,58	4	6	1	24	1	24	4	36	9	36
2050	92236	28,68	0,04	4	6	1	24	1	24	6	36	9	36
2050	80627	43,60	6,25	4	6	1	24	1	24	8	36	9	36
2050	77266	29,05	0,57	4	6	1	24	7	36	3	24	9	36
2050	79488	30,95	3,71	4	6	1	24	7	36	5	36	2	27
2050	65399	41,01	7,76	4	6	3	24	1	24	6	36	8	36
2050	72586	34,47	7,42	4	6	3	24	1	24	7	36	8	36
2050	82725	32,18	3,30	4	6	3	24	3	24	5	36	8	36
2050	78978	41,05	6,27	4	6	3	24	3	24	6	36	8	36
2050	84349	32,84	4,08	4	6	3	24	4	36	1	24	8	36
2050	77909	33,97	4,44	4	6	3	24	5	36	1	24	8	36
2050	80741	41,71	4,22	4	6	3	24	8	36	9	36	2	27
2050	77573	30,59	0,57	4	6	4	36	3	24	1	24	8	36
2050	66671	30,20	1,21	4	6	6	36	1	24	3	24	9	36
2050	127743	42,76	1,22	4	7	1	24	4	36	6	36	8	36
2050	111750	31,42	0,30	4	7	1	24	7	36	4	36	9	36
2050	84584	58,96	7,84	4	7	1	24	7	36	4	36	8	36
2050	105639	38,36	0,78	4	7	1	24	9	36	5	36	9	36
2050	104132	35,31	2,50	4	7	3	24	4	36	7	36	8	36
2050	122394	35,28	0,06	4	7	3	24	4	36	8	36	8	36
2050	106442	45,95	3,38	4	7	3	24	5	36	5	36	8	36
2050	100329	39,59	3,09	4	7	3	24	5	36	7	36	8	36
2050	100034	36,35	2,93	4	7	3	24	7	36	4	36	8	36
2050	89475	44,46	7,84	4	7	3	24	7	36	6	36	8	36
2050	112973	40,82	1,84	4	7	5	36	3	24	6	36	8	36
2050	116294	45,89	1,96	4	7	5	36	8	36	9	36	2	27
2050	103495	42,61	3,16	4	7	6	36	1	24	6	36	8	36
2050	110281	43,87	2,99	4	7	6	36	3	24	6	36	8	36
2050	92141	52,44	4,65	4	7	6	36	6	36	3	24	8	36
2050	105655	45,56	3,03	4	7	6	36	7	36	3	24	8	36

FIG. E.3 – Individus du front de Pareto optimal pour le trocart sur le côté du 4ème espace inter-costal et un décodage réaliste