

ÉCOLE DOCTORALE
MATHEMATIQUES, INFORMATIQUE, PHYSIQUE THEORIQUE ET INGENIERIE DES
SYSTEMES

LABORATOIRE PRISME

THÈSE présentée par :
Christophe DROUIN

soutenue le : **18 Décembre 2013**

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

Discipline/ Spécialité : **ROBOTIQUE**

**Contribution à une conception appropriée de
robots médicaux – vers une démarche
mécatronique**

THÈSE dirigée par :
Gérard POISSON

Professeur, Université d'Orléans

RAPPORTEURS :
Pierre RENAUD
Jérôme SZEWCZYK

Professeur, INSA, Strasbourg
Professeur, Université Pierre et Marie Curie Paris 6

JURY :

Pierre RENAUD
Jérôme SZEWCZYK
Féthi BEN OUEZDOU

Professeur, INSA, Strasbourg
Professeur, Université Pierre et Marie Curie Paris 6
Professeur, Université de Versailles-Saint-Quentin-en-Yvelines

Carl. A. NELSON
Sylvain MIOSSEC
Gérard POISSON

Associate Professor, Université de Nebraska-Lincoln
Maître de conférences, Université d'Orléans
Professeur, Université d'Orléans

Table des matières

Table des matières	vi
Liste des Figures	xiii
Liste des Tableaux	xvi
Remerciements	xvii
Introduction	1
1 État de l’art en conception de robots médicaux	5
1.1 Regards sur la robotique médicale	7
1.1.1 Définition, cadre d’utilisation et classification en robotique médicale . . .	7
1.1.2 Exemples d’applications	9
1.1.3 Vision globale et évaluation de l’apport de la robotique médicale	13
1.2 Défis pour une meilleure acceptabilité des robots médicaux	17
1.2.1 Difficultés globales	17
1.2.2 Besoin en structure mécanique appropriée	19
1.2.3 Le besoin d’une démarche de conception appropriée de robots médicaux .	22
1.3 Conclusion du chapitre	35

2	Démarche de conception simultanée d'un robot de télé-échographie	37
2.1	La conception de robots de télé-échographie au laboratoire PRISME	39
2.1.1	L'application de télé-échographie	39
2.1.2	Évolution des architectures au PRISME	42
2.1.3	Difficultés rencontrées : le choix d'une architecture parallèle	44
2.2	Besoin en conception simultanée	45
2.2.1	Démarche de conception séquentielle de l'architecture parallèle	46
2.2.2	Démarche de conception simultanée de l'architecture parallèle	48
2.3	Synthèse dimensionnelle avec une démarche séquentielle	48
2.3.1	Présentation du robot de télé-échographie	48
2.3.2	Formulation du problème	53
2.3.3	Résultats	54
2.4	Synthèse dimensionnelle avec une démarche de conception simultanée	55
2.4.1	Formulation du problème	55
2.4.2	Résultats	62
2.5	Comparaison entre une démarche séquentielle et une démarche de conception simultanée	64
2.5.1	Comparaison des résultats	64
2.5.2	Perspectives	66
2.6	Conclusion du chapitre	68
3	Démarche de conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive.	69
3.1	La conception de robots de chirurgie-mini invasive à l'Université Nebraska-Lincoln	71
3.1.1	L'application de chirurgie laparo-endoscopique à site unique	71
3.1.2	Évolution des architectures à l'Université Nebraska-Lincoln	73
3.1.3	Difficultés rencontrées : vers une formalisation de la synthèse dimensionnelle	74
3.2	Besoin en conception simultanée	74
3.2.1	Démarche de conception séquentielle d'un robot LESS	75
3.2.2	Démarche de conception simultanée d'un robot LESS	76

3.3	Synthèses dimensionnelles avec une démarche séquentielle	78
3.3.1	Présentation des deux robots de chirurgie mini-invasive	78
3.3.2	Formulation du problème	86
3.3.3	Résultats	91
3.4	Synthèses dimensionnelles avec une démarche simultanée	95
3.4.1	Formulation du problème	95
3.4.2	Résultats	96
3.5	Comparaison entre une démarche de conception séquentielle et une démarche de conception simultanée	103
3.5.1	Comparaison des résultats	103
3.5.2	Perspectives	105
3.6	Conclusion du chapitre	106
4	Vers une conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive ; besoin en méthode de conception mécatronique	107
4.1	Partie 1 : vers une conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive .	109
4.1.1	Choix des moto-réducteurs, contraintes d'intégration	109
4.1.2	Formulation du problème d'optimisation	110
4.1.3	Résultats	113
4.1.4	Comparaison entre TylerBot-Si et TylerBot-Si2, perspectives	116
4.2	Partie 2 : besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale	117
4.2.1	Conception de produits	117
4.2.2	La démarche de conception mécatronique	119
4.2.3	Besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale	122
4.3	Conclusion du chapitre	124
	Conclusion et perspectives	125

Annexes	129
4.4 Modèle géométrique inverse de Prosit2	129
4.5 Modèles géométriques directs et inverses, jacobien des robots LESS	130
4.5.1 Modèles géométriques directs	130
4.5.2 Modèles géométriques inverses	130
4.5.3 Jacobien	131

Liste des Figures

1.1	Robot industriel Kuka de type anthropomorphe et robot de neurochirurgie ROSA de l'entreprise MedTech	7
1.2	Flux d'information des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur [Kazanzides <i>et al.</i> , 2008]	8
1.3	Robot d'orthopédie RIO [Taylor <i>et al.</i> , 1994]	9
1.4	Robot d'orthopédie Robodoc. A gauche : le robot est utilisé pour la chirurgie de remplacement total de la hanche. A droite : gros-plan sur le fraisage robotisé du fémur. [Kazanzides <i>et al.</i> , 2008]	10
1.5	Robot de radiologie interventionnelle. A gauche : positionneur d'aiguille robotisé. A droite : patient traité avec le système robotique. [Hager <i>et al.</i> , 2008]	11
1.6	Robot de neurochirurgie ROSA [MedTech]	11
1.7	Robot de stimulation magnétique transcrânienne [AxilumRobotics]	11
1.8	Le robot médical Da Vinci [SouthSideObGyn]	12
1.9	Robot de chirurgie mini-invasive MiroSurge développé par le DLR [DLRMiroSurge]	12
1.10	Robot de télé-échographie Melody de la société Adechotech [AdEchoTech]	13
1.11	A gauche, vue du dispositif expérimental de stabilisation active [Bachta, 2008] et à droite vue CAO du dernier stabilisateur cardiaque conçu au laboratoire ICube de Strasbourg [Rubbert <i>et al.</i> , 2013]	13
1.12	Support (1), table croisée composée de trois platines linéaires (2), interface entre la table croisée et le bras du robot (3), bras du robot (4), outil et son support (5) [Szewczyk, 2010, Chapitre 2 p. 20]	14

1.13	Tableau comparatif des avancées en robotique entre pays/continents [Bekey et Yuh, 2008]	15
1.14	Répartition par domaine médical sur une population de 70 robots [Nouaille, 2009]	15
1.15	Robot Hippocrate (sériel), Robot TER (parallèle), Robot Surgiscope (hybride). [Nouaille, 2009, Chapitre 2]	19
1.16	Répartition des structures globales sur 33 robots étudiés [Nouaille, 2009, Chapitre 2]	20
1.17	A gauche, photo du CT-BOT sous scanner à rayon X [Maurin <i>et al.</i> , 2005] . . .	20
1.18	Schématisation du principe de fonctionnement d'un système de télé-échographie [AlBassit, 2005]	22
1.19	Découpage en étapes du processus de conception du robot Otelos2	23
1.20	Structure cinématique finale du robot Otelos2 [AlBassit, 2005]	23
1.21	Zoom sur l'étape 4 du processus	24
1.22	Photo du robot Otelos2	24
1.23	Mobilité en chirurgie mini-invasive [Sallé, 2004, Introduction p. 2]	25
1.24	Instrument quelconque et ses degrés de liberté [Sallé, 2004, Chapitre 2 p. 35] . .	26
1.25	Module d'actionnement à 1 ddl à axe orthogonal (1), à 1 ddl à axe colinéaire (2), à 2 ddl avec transmissions à 90° et à 2 ddl avec rotation propre [Sallé, 2004, Chapitre 2 p. 36-39]	26
1.26	Démarche de conception du robot de chirurgie mini-invasive	27
1.27	DRIMIS : prototype réalisé [Sallé, 2004, Chapitre 6 p. 172]	28
1.28	Processus de conception d'un robot, d'après [Angeles et Park, 2008]	29
1.29	Processus de développement d'un robot, décrit dans [Pettersson, 2008, Chapitre 2 p. 21]	32
1.30	Détails sur la conception du système [Pettersson, 2008, Chapitre 2 p. 22]	32
1.31	Démarche de conception de robots médicaux proposée par Nouaille dans [Nouaille, 2009, Chapitre 5 p. 152]	33
2.1	Schéma explicatif de la télé-échographie [Courreges, 2003]	39
2.2	Robot TER [Vilchis, 2001]	40
2.3	Robot de Mitsubishi [Mitsubishi <i>et al.</i> , 2001]	40
2.4	Robot de Masuda [Masuda <i>et al.</i> , 2001]	40

2.5	Robot de Najafi [Najafi et Sepehri, 2011]	41
2.6	Décomposition des gestes échographiques [AlBassit, 2005]	41
2.7	Distribution des mouvements échographiques dans l'espace pendant un examen classique [AlBassit, 2005, Chapitre 2 p. 50]	41
2.8	Exemple d'utilisation d'un robot de télé-échographie portable	42
2.9	Robot Syrtech	42
2.10	Robot Otelo1	42
2.11	Robot Teresa	43
2.12	Robot Otelo2	43
2.13	Robot Melody	43
2.14	Robot Prosit1	43
2.15	Structure cinématique de base des robots sériels	44
2.16	Structure esclave du robot de Najafi utilisée sur deux patients. Sur les deux images, on peut voir la sonde tenue par la structure parallèle, elle même soutenue par un bras articulé [Najafi et Sepehri, 2011]	44
2.17	Cas de singularités sur la structure esclave de Najafi, tiré de [Najafi et Sepehri, 2008]	45
2.18	Démarche de conception séquentielle de Prosit2	47
2.19	CAO de Prosit2 : 5 ddl (3 orientations, 1 translation tangente, 1 translation «Z»)	49
2.20	Structure cinématique de Prosit2	49
2.21	Paramétrage de la sonde avec la convention d'Euler	50
2.22	Paramétrage de Prosit2	50
2.23	Orientation des deux premiers axes actionneurs	53
2.24	Robot Prosit2, conçu avec la démarche séquentielle	55
2.25	Modèle filaire : paramètres de conception internes de la synthèse dimensionnelle	56
2.26	Modèle filaire enrichi : structure du robot avec ses composants essentiels	56
2.27	Espace de travail conique pour l'échographie [AlBassit, 2005]	57
2.28	Collisions entre les deux barres latérales (gauche) ; entre le patient et le support moteur 1 (droite)	57
2.29	Collisions entre le moteur 3/le support moteur 5 (gauche) et entre l'excentrique B_i /le patient (droite)	58

2.30	Collisions entre les barres latérales des deux pantographes (gauche) et entre les barres latérales des deux pantographes/le cylindre (droite)	58
2.31	Collisions entre le support moteur 1-2/le patient (gauche) et entre les barres horizontales des deux pantographes (droite)	59
2.32	Collisions entre le support moteur 5/les supports moteurs 1-2 (gauche) et entre les deux supports de bras (droite)	59
2.33	Collisions entre le cylindre/le support moteur 5 (gauche) et entre le support moteur 5/le patient (droite)	59
2.34	Collision entre le support moteur 4/le support moteur 5	60
2.35	Front de Pareto de l'optimisation multi-critères	63
2.36	CAO Catia du robot Prosit2-Si, conçu avec la démarche simultanée	64
2.37	Comparaison de la compacité pour les deux versions conçues avec la démarche séquentielle (à gauche) et avec la démarche simultanée (à droite)	65
2.38	Comparaison de la dextérité pour les deux versions conçues avec la démarche séquentielle (à gauche) et avec la démarche simultanée (à droite)	66
2.39	Version de Prosit2-Si conçue en prototypage rapide, pour une inclinaison de 35 °	67
2.40	Collision possible entre le support bras et la barre horizontale	67
2.41	Collision possible entre le support moteur 5 et le cylindre	67
3.1	Chirurgie mini-invasive laparoscopique par voies d'accès multiples (gauche) [LESSno1] et par voie unique (droite) [LESSno2]	71
3.2	Chirurgie mini-invasive par voie d'accès naturelle [LESSno3]	72
3.3	Situation d'utilisation du port unique avec des instruments chirurgicaux. (A) La triangulation n'est pas possible avec des instruments conventionnels. (B) Une utilisation «en ligne» est l'option envisagée lors de l'utilisation d'instruments conventionnels. (C) La triangulation est possible en utilisant des instruments adaptés [Manoel <i>et al.</i> , 2009]	72
3.4	Dimensions approximatives d'une des premières versions de robot LESS développée à l'UNL en 2009 [Lehman <i>et al.</i> , 2009]	73
3.5	Le TylerBot	73
3.6	Robot de McCormick	73
3.7	Le JackBot	74
3.8	Démarche de conception séquentielle d'un robot LESS	75

3.9	Application de la matrice jacobienne sur (a) la sphère unité, et (b) le cube unité représentant mieux la réalité physique [Briot <i>et al.</i> , 2010]	77
3.10	Structure du TylerBot	78
3.11	Structure du JackBot	78
3.12	Architecture cinématique de TylerBot : 2 bras symétriques 2R-R-R	79
3.13	Architecture cinématique de JackBot : 2 bras symétriques 2R-R-R	80
3.14	Premier cas de singularité pour le bras gauche du TylerBot quand $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$	83
3.15	Second cas de singularité pour le bras gauche du TylerBot quand 0_{52} appartient à l'axe Z_{12}	83
3.16	Premier cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$	84
3.17	Second cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{22} = \pm \frac{\pi}{2}$	84
3.18	Troisième cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{22} = 0$ et $L_{22} = 0$	84
3.19	Forme de l'espace de travail du TylerBot	85
3.20	Forme de l'espace de travail du JackBot quand $L_{22} \geq L_{32}$	85
3.21	Forme de l'espace de travail du JackBot quand $L_{22} \leq L_{32}$	86
3.22	Forme de l'espace de travail du JackBot	86
3.23	Construction d'un ellipsoïde	87
3.24	Décalage des ellipsoïdes	88
3.25	Discretisation des points de l'ellipsoïde du bras gauche	88
3.26	Schéma des trois types de contraintes sur l'espace de travail	89
3.27	Collisions possibles entre les bras du robot LESS	89
3.28	Courbe de Pareto (bras gauche du TylerBot) avec la dextérité	91
3.29	Évolution de la dextérité (bras gauche du TylerBot) sur la solution particulière 2) dans le plan XY et XZ . A gauche, configuration bras tendu pour atteindre le point extrême.	92
3.30	Évolution de la dextérité (bras gauche du TylerBot) sur les solutions particulières 1) et 3) dans le plan XY et XZ	93
3.31	Front de Pareto (bras gauche du JackBot) avec la dextérité	94
3.32	Évolution de la dextérité (bras gauche du JackBot) sur la solution particulière 2) dans les plans XY et XZ	94

3.33	Évolution de la dextérité (bras gauche du JackBot) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XY et XZ	94
3.34	Courbe de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si) obtenue avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité	97
3.35	Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si) sur la solution particulière 2) dans les plans XZ et XY	98
3.36	Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si) sur la solution particulière 2) dans les plans XZ et XY	98
3.37	Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XZ et XY	98
3.38	Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XZ et XY	99
3.39	Représentation du polytope des vitesses quand θ_{32} tend vers $\pm\pi/2$ (avec convention de paramétrage adoptée dans le paragraphe concernant la présentation des architectures). Les barres obliques noires correspondent aux contributions en vitesses des 2 ^e et 3 ^e moto-réducteur.	100
3.40	Courbe de Pareto (bras gauche du JackBot-Si) avec les facteurs de transmission en vitesse et force	101
3.41	Evolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du JackBot-Si) sur le point 2) dans les plans XY et XZ	101
3.42	Evolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du JackBot-Si) sur le point 2) dans les plans XY et XZ	102
3.43	Evolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du JackBot-Si) sur les points 1) et 3) dans les plans XY et XZ	102
3.44	Evolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du JackBot-Si) sur les points 1) et 3) dans les plans XY et XZ	102
4.1	Procédure d'insertion du bras robotisé gauche (la procédure est la même pour le bras droit)	109
4.2	Évolution de m_1 en fonction de Cd_1 et Vv_1 . A gauche, évolution dans les limites réelles, à droite évolution globale	111
4.3	Évolution de m_{23} en fonction de Cd_{23} et Vv_{23} . A gauche, évolution dans les limites réelles, à droite évolution globale	111
4.4	Courbes de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si2) avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité	113
4.5	Courbes de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si2) avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité	114

4.6	Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si2) sur la solution particulière 4) dans les plans XZ et XY	115
4.7	Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si2) sur la solution particulière 4) dans les plans XZ et XY	115
4.8	Le processus de développement d'un produit [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 2]	118
4.9	Le processus de conception, d'après [Dieter et Schmidt, 2009]	118
4.10	L'Active Sensor Bearing fabriqué par la société SNR Roulements [SNR]	120
4.11	Michelin Active Wheel [Michelin]	120
4.12	Chaîne fonctionnelle avant et après intégration fonctionnelle, d'après [Penas <i>et al.</i> , 2011]	121
4.13	Projet O2M (outils de modélisation mécatronique), d'après [Penas <i>et al.</i> , 2011] .	122
4.14	Un modèle, plusieurs vues [Roos, 2007, Introduction p. 6]	122
4.15	Positionnement de notre travail, niveau global dans le processus de développement d'un robot médical	123
4.16	Positionnement de notre travail, au niveau local, dans la phase de conceptions spécifiques à chaque discipline	123

Liste des tableaux

1.1	Caractéristiques communes du cahier des charges de plusieurs robots médicaux .	18
1.2	Caractéristiques spécifiques du cahier des charges de plusieurs robots médicaux .	19
2.1	Résultats d'optimisation avec la démarche séquentielle	55
2.2	Performances du prototype Prosit2	55
2.3	Détail des solutions particulières 1, 2 et 3	63
2.4	Valeurs des paramètres de conception X pour les solutions particulières 1, 2 et 3	63
2.5	Résultats détaillés de conception pour les deux versions de robot conçus avec deux démarches différentes. En couleur sont les paramètres qui correspondent à plus de 10% d'écart entre les deux versions	65
2.6	Comparaison des performances pour les deux versions	65
2.7	Solution détaillée de la version la plus compacte pour le robot conçu avec un angle de 35°	67
3.1	Évolution des robots LESS développés à l'UNL	73
3.2	Paramètres de Denavit-Hartenberg du TylerBot [Wortman, 2011]	79
3.3	Paramètres de Denavit-Hartenberg du JackBot [Mondry, 2012]	80
3.4	Données pour les bras droit et gauche	87
3.5	Résultats d'optimisation pour les deux bras du TylerBot avec la dextérité	93
3.6	Résultats d'optimisation pour les deux bras du JackBot avec la dextérité	95

3.7	Caractéristiques des moto-réducteurs du TylerBot-A [Wortman, 2011]	96
3.8	Caractéristiques des moto-réducteurs du JackBot-A [Mondry, 2012]	97
3.9	Résultats d’optimisation pour les deux bras du TylerBot-Si avec les facteurs de transmission	100
3.10	Résultats d’optimisation pour les deux bras du JackBot-Si avec les facteurs de transmission	103
3.11	Résultats d’optimisation pour le bras gauche du TylerBot et du JackBot avec les deux démarches, sur la solution particulière 2)	103
3.12	Comparaison des résultats d’optimisation entre les versions séquentielles et simultanée des robots TylerBot et JackBot sur les solutions particulières 1) et 3) . . .	104
4.1	Résultats d’optimisation pour le bras gauche du TylerBot-Si2 avec les facteurs de transmission, sur les solutions particulières 1), 2) et 3)	114
4.2	Résultats d’optimisation pour le bras gauche du TylerBot-Si2 avec les facteurs de transmission, sur la solution particulière 4)	114
4.3	Valeurs réelles proches des caractéristiques virtuelles des moto-réducteurs de la solution particulière 4), et références des modèles du catalogue Faulhaber correspondantes	116
4.4	Résultats d’optimisation pour le bras gauche sur la solution particulière 1) (vitesse maximisée) du TylerBot-Si et du TylerBot-Si2	116
4.5	Résultats d’optimisation pour le bras gauche sur la solution particulière 2) (compacité minimale) du TylerBot-Si et du TylerBot-Si2	116

Remerciements

Je souhaite tout d'abord remercier la région Centre, qui en m'allouant une bourse, m'a permis d'effectuer cette thèse.

Merci à l'université d'Orléans de m'avoir engagé pour trois ans.

Je tiens ensuite à remercier les membres du jury, et particulièrement Messieurs les professeurs Pierre Renaud et Jérôme Szewczyk d'avoir accepté de rapporter ce mémoire.

Merci au professeur Fétih Ben Ouezdou d'accepter d'être membre de ce jury.

Merci à mon directeur de thèse, Gérard Poisson, d'avoir lu et corrigé ce document. Merci à toi Gérard, de m'avoir encouragé, soutenu, motivé. Merci d'avoir pris le temps pour tout cela ; comme tu l'a dit plusieurs fois, «on est des humains».

Merci Sylvain d'avoir été là ; pour un premier thésard ce n'est pas mal non ? ;). Tu ne t'en rends peut-être pas compte, mais ce que tu m'as apporté, tant humainement que scientifiquement, est très précieux.

Merci Carl de m'avoir accueilli à Lincoln pendant 1 mois. Merci pour ta passion de la mécanique, pour ton enthousiasme.

Merci aux membres du laboratoire ; merci particulièrement à l'équipe robotique. J'ai passé trois ans à Bourges en votre compagnie ; cela a été une joie de vous connaître, de vous découvrir. Merci pour qui vous êtes.

Merci aux doctorants et stagiaires du laboratoire. Merci à toutes ces personnes que j'ai découvert, pour leur bonne humeur, leur caractère.

Merci à Laure Spina, pour tout son travail, son investissement, sa constance. Je te le redis : tu es un des piliers du labo !

Merci Cyril de m'avoir aidé pour ce séjour au Nebraska.

Merci Natalie de m'avoir guidé pour mes enseignements en QLIO.

Merci Laurence pour ton aide, tes conseils, tes encouragements.

Merci Sylvie de m'avoir encadré pendant mes heures à la bibliothèque.

Chers parents, je vous en suis et serai toujours reconnaissant. Merci du fond du coeur. Si j'en suis là maintenant c'est en très grande partie grâce à vous. Vous m'avez légué énormé-

ment, et c'est incroyablement précieux !

Merci à tous mes amis, proches, de m'avoir soutenu, encouragé durant ces trois ans. Merci soeurette, merci frérot. Merci LucO, merci Adé.

Merci Olivier pour ton discipulat ! Tu es un modèle, un vrai frère en Christ pour moi :). Merci Raphaël pour ton arrivée à Loches, il y a trois ans.

Merci à tous mes frères et soeurs, merci pour votre amour, pour votre patience, votre joie. Merci pour qui vous êtes.

Merci Merrie pour ton coaching du tonnerre ! Merci de me confronter, d'avoir cette autorité.

Ma chérie, merci à toi Marion, d'abord d'être qui tu es et ensuite d'être là. Les mots me manquent pour décrire ce que je ressens. Sans toi, je n'en serai pas là !!

Enfin merci Jésus. Merci, cher Saint Esprit. Merci mon Papa. Je vous aime et vous m'avez accompagné pendant trois ans, depuis cette rencontre. Ce travail est pauvre, mais je le donne joyeusement ! Merci de m'avoir tout donné. Je ressens une fierté à avoir avancé avec vous, jusqu'à la fin. Trois ans d'apprentissage !

«Et voici, un homme riche, appelé Zachée, chef des publicains, cherchait à voir qui était Jésus ; mais il ne pouvait y parvenir, à cause de la foule, car il était de petite taille. Il courut en avant, et monta sur un sycomore pour le voir, parce qu'il devait passer par là. Lorsque Jésus fut arrivé à cet endroit, il leva les yeux et lui dit : Zachée, hâte-toi de descendre ; car il faut que je demeure aujourd'hui dans ta maison. Zachée se hâta de descendre, et le reçut avec joie. Voyant cela, tous murmuraient, et disaient : il est allé loger chez un homme pécheur.»

La Bible, Évangile selon Luc, chapitre 19

A l'image de la démarche développée en conception mécanique ordinaire, la conception en robotique médicale est un processus divisé en étapes, et à ce jour, leur enchaînement est essentiellement resté séquentiel.

Pour la création d'un nouveau robot, dès lors que les spécifications fonctionnelles ont été exprimées, par les experts médicaux, les besoins en termes robotiques peuvent alors être définis. Ceux-ci s'expriment par des contraintes de mobilité, d'espace de travail, de forces et vitesses mais aussi par des contraintes spécifiques telles que l'asepsie, la sûreté de fonctionnement mais aussi la légèreté et la portabilité ou le design, pour l'acceptabilité des médecins et des patients. C'est alors que le concepteur mécanique peut débiter sa réflexion. La première étape consiste en général à effectuer une conception topologique, c'est à dire à choisir une architecture cinématique répondant aux spécifications fonctionnelles en matière de mobilité, fixées pour les besoins médicaux. Répondant aux contraintes d'espace de travail, la seconde étape consiste à dimensionner les longueurs et orientations relatives des corps pour accroître ou respecter les performances géométriques et cinéostatiques. Les étapes suivantes concernent le choix, le dimensionnement et l'intégration des actionneurs ainsi que des éléments de transmission (courroies, engrenages...) et de guidage (paliers, roulements...). Elles concernent également la conception des éléments de support accueillant composants et instruments médico-chirurgicaux. Les exemples de robots conçus de manière séquentielle sont nombreux, notre laboratoire en a d'ailleurs apporté des exemples. Conscients des limites d'un aspect séquentiel pur, certains auteurs ont proposé une approche de conception simultanée entre quelques étapes du processus, comme dans [Sallé, 2004] ou ont contrebalancé la séquentialité du processus à l'aide de rétroactions [Nouaille, 2009], [Pettersson, 2008]. Il y a néanmoins un besoin en simultanéité stricte ou en conception simultanée [Renaud, 2011], par opposition à une conception séquentielle.

Pour tout concepteur, l'idéal serait de prévoir à l'avance l'étape d'intégration des composants (mais aussi la fabrication et tout le cycle de vie du produit) lors des deux phases de conceptions topologique et dimensionnelle [AlBassit, 2005] : pour les applications médicales, la recherche d'une structure mécanique totalement dédiée à l'application est fortement souhaitée, et au vu des fortes contraintes de compacité et de masse, une conception simultanée est

recherchée. En effet, comme le placement des actionneurs, des capteurs... dépend de l'architecture cinématique, une topologie dimensionnée de robot devrait être évaluée en fonction de l'intégration complète des composants, ce que permettrait une conception simultanée.

Le processus créatif est organisé en étapes, effectuées manuellement, à l'aide de l'expérience, de l'innovation et de l'intuition. Il oriente les choix de conception dans une direction particulière, et crée souvent une sous-optimalité. La formalisation de l'ensemble du processus de conception permettrait d'augmenter l'espace de solutions possibles et l'évaluation de plusieurs solutions de robots, par exemple sur des topologies *a priori* mauvaises ou tout du moins inadaptées. Or on sait que cela est complexe et fastidieux. Nous parlerons alors de «démarche de conception simultanée» comme étant une vision de la conception qui tend vers cette simultanéité, en tenant compte des aspects limitants du processus créatif.

Dans cette thèse, nous avons abordé la conception de robots médicaux, pour deux applications bien distinctes, à l'aide de cette démarche. Notre but est de formaliser la conception pour tendre vers une simultanéité stricte.

La première application, la télé-échographie robotisée, consiste à effectuer une échographie à distance à l'aide d'un robot porte-sonde. Pour les robots développés au laboratoire PRISME, la portabilité est une contrainte de conception car on souhaite un robot facilement déployable, léger et compact, pouvant être tenu par une personne proche du patient. Après un descriptif de l'application et du processus de conception séquentiel, nous présentons les résultats de conception visant à améliorer la compacité et les performances cinéostatiques d'une architecture parallèle, nouvelle sur l'étagère de PRISME. Peu de travaux de conception de robots parallèles portent sur la prise en compte des collisions entre corps, actionneurs et éléments de supports dans la synthèse dimensionnelle. C'est l'objet du chapitre 2 de ce manuscrit.

La seconde application, la chirurgie mini-invasive robotisée *in vivo*, consiste à passer un robot dans un trocar fixé sur le ventre, pour effectuer des opérations chirurgicales dans la cavité péritonéale du patient. Les robots conçus à l'Université de Nebraska-Lincoln, où nous avons eu plaisir de séjourner, présentent de fortes contraintes de conception, notamment concernant les dimensions des moto-réducteurs. Nous présentons l'application puis appliquons notre démarche de conception simultanée à ce robot, pour améliorer compacité et performances cinéostatiques. L'originalité de ce travail se situe dans la prise en compte des caractéristiques des moto-réducteurs dans la synthèse dimensionnelle. C'est l'objet du chapitre 3.

La logique finale voudrait que le processus soit entièrement formalisé. Ainsi, dans le chapitre 4, pour répondre en partie à cette question, nous avons abordé l'optimisation simultanée entre le dimensionnement des corps et le dimensionnement des moto-réducteurs d'un robot de chirurgie mini-invasive, sous contraintes d'intégration, pour maximiser les performances cinéostatiques tout en améliorant la compacité. Il s'agit de la même application que celle que nous avons traitée au chapitre 3.

Toutes nos expériences de conception montrent la nécessité de formaliser le processus de conception, si l'on souhaite gagner en compacité et en masse, deux spécifications très recherchées en robotique médicale. Nous discuterons des limites de la conception simultanée. Nous

verrons que ces problématiques sont présentes ailleurs, comme dans l'industrie.

En seconde partie du chapitre 4, nous présentons la démarche mécatronique qui constitue une manière de voir la conception simultanée. Nous la pensons intéressante, pour conduire le développement d'un robot médical, au vu des limites d'une conception simultanée stricte.

CHAPITRE 1

État de l'art en conception de robots médicaux

Résumé:

Dans ce chapitre nous présentons la robotique médicale dans son ensemble puis nous nous focalisons sur les points clés facilitant l'acceptabilité du robot médical. La conception de structures mécaniques dédiées de robots médicaux est importante dans cette optique et la diminution de la compacité et de la masse de la structure mécanique participe à cet objectif. Nous mettons ensuite en valeur le besoin de penser simultanément, pour permettre la meilleure intégration physique des composants électriques dans la structure mécanique. Des démarches de conception appropriées -c'est à dire des manières d'aborder le processus de conception-, peuvent faciliter le travail du concepteur en l'amenant à aborder le processus de conception de manière globale. Des démarches de conception de robots sont présentées dans ce but. Nous opposons une vision simultanée de la conception à une vision séquentielle de la conception. La première tend vers un idéal complexe à mettre en oeuvre et la seconde tient compte de la nature itérative du processus de conception.

Sommaire

1.1	Regards sur la robotique médicale	7
1.1.1	Définition, cadre d'utilisation et classification en robotique médicale . .	7
1.1.1.1	Définition du robot médical	7
1.1.1.2	Cadre d'utilisation du robot médical	7
1.1.1.3	Classification dans un contexte de Geste Médico-Chirurgical Assisté par Ordinateur	8
1.1.2	Exemples d'applications	9
1.1.2.1	Robots médicaux en phase pré et per-opérative	9
1.1.2.2	Robots médicaux d'assistance directe au geste	10
1.1.3	Vision globale et évaluation de l'apport de la robotique médicale	13
1.1.3.1	Vision globale	13

1.1.3.2	Évaluation de l'apport de la robotique médicale, perspectives .	16
1.2	Défis pour une meilleure acceptabilité des robots médicaux	17
1.2.1	Difficultés globales	17
1.2.1.1	Les principaux points-clés, focalisation sur l'aspect mécanique	17
1.2.1.2	Les caractéristiques du cahier des charges des structures mécaniques de robots médicaux	18
1.2.2	Besoin en structure mécanique appropriée	19
1.2.2.1	Les structures actuelles	19
1.2.2.2	Le problème de la compacité et de la masse	21
1.2.3	Le besoin d'une démarche de conception appropriée de robots médicaux	22
1.2.3.1	Deux exemples illustratifs	22
1.2.3.2	Démarches de conception en robotique	29
1.2.3.3	Un équilibre entre séquentiel et simultané	34
1.3	Conclusion du chapitre	35

1.1 Regards sur la robotique médicale

1.1.1 Définition, cadre d'utilisation et classification en robotique médicale

1.1.1.1 Définition du robot médical

Dans la littérature, le terme «robot médical» a plusieurs sens selon les auteurs. La définition la plus large est fournie dans [Troccaz, 2012, Introduction p. 17] ; dans cet ouvrage, le robot médical désigne en premier lieu l'utilisation d'un «dispositif physique doué de possibilités de décision, de perception et d'action et connecté au monde numérique». Dans ce sens, le robot médical peut être un appareil de distribution de médicaments, une prothèse mécanisée, un dispositif d'aide au maintien de la posture ou encore une pompe cardiaque...

Le robot porte-instrument est un type de robot médical d'après cette définition ; qu'il s'agisse d'une aiguille, d'une sonde ou d'un endoscope, l'idée de ce genre de robots est d'aider le praticien pour une opération en portant l'instrument à sa place. D'autres définitions existent [Kanade *et al.*, 2006], [Beasley, 2012], [Okamura *et al.*, 2010] et celles-ci se rapprochent de la définition de Troccaz. Sinon, d'autres considèrent implicitement que le robot médical est un robot porte-instrument, comme dans [Taylor et Stoianovici, 2003], c'est à dire un robot qui se rapproche le plus d'un robot industriel. C'est d'ailleurs à l'aide d'un robot industriel anthropomorphe (Fig. 1.1) que la première application chirurgicale robotisée a eu lieu en 1985 pour effectuer une opération de neurochirurgie.



Figure 1.1 – Robot industriel Kuka de type anthropomorphe et robot de neurochirurgie ROSA de l'entreprise MedTech

1.1.1.2 Cadre d'utilisation du robot médical

Dans le reste du manuscrit, c'est à ce type de robot médical que nous nous référerons. Nous emploierons alors le terme de «robot médical» pour désigner un robot porte-instrument.

Comme en robotique industrielle, un robot médical porte-instrument peut effectuer une tâche d'une manière plus précise et répétable que l'homme, il peut opérer dans des conditions de travail dangereuses (par exemple les rayons-X) et dans des environnements étroits. Il y a néanmoins une différence majeure entre la robotique médicale et la robotique industrielle : le robot médical ne vient pas remplacer l'homme dans son environnement de travail, il vient assister le praticien, à différents niveaux.

Dans [Taylor et Stoianovici, 2003], les auteurs indiquent que le robot médical rentre dans un

contexte plus large que la simple automatisation d'une tâche que l'on rencontre en robotique industrielle : le but premier est de faciliter le travail du praticien en couplant l'information à l'action, c'est à dire que le robot est un élément parmi d'autres outils et dispositifs, au sein d'un système informatisé conçu pour aider le praticien lors d'une opération. Cette idée est aussi donnée par Troccaz [Troccaz, 2012, Introduction p. 18] : le robot médical est utilisé comme un éléments des différents outils de Geste Médico-Chirurgical Assisté par Ordinateur (GMCAO) [GMCAO], lors de la phase d'opération pré-opératoire et/ou per-opératoire et/ou post-opératoire [Kazanzides *et al.*, 2008] (Fig. 1.2).

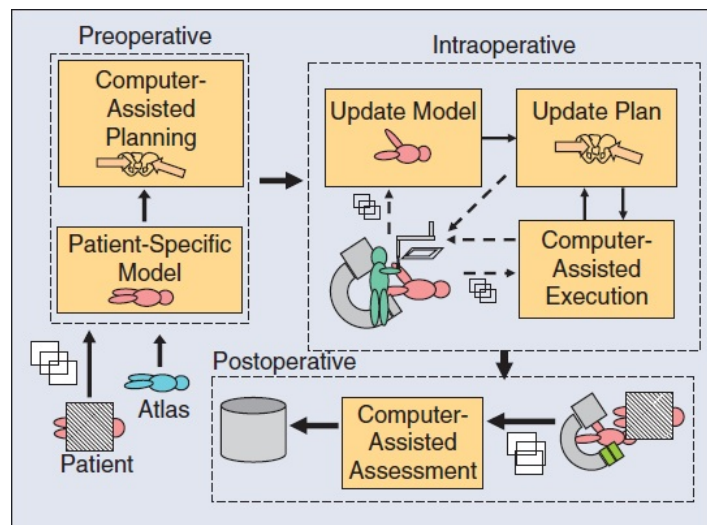


Figure 1.2 – Flux d'information des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur [Kazanzides *et al.*, 2008]

Pour reprendre le vocabulaire utilisé en robotique industrielle [Kazanzides *et al.*, 2008] (Fig. 1.2), l'élaboration de modèles du patient par imagerie correspond à la Conception Assistée par Ordinateur (CAO ou CAD¹ en anglais) qui permet de concevoir des modèles de pièces en environnement virtuel, et l'exécution de l'opération correspond à la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO ou CAM² en anglais) qui programme et exécute le processus de fabrication. Enfin, l'évaluation de l'opération correspondrait à la qualité totale (TQM³ en anglais).

1.1.1.3 Classification dans un contexte de Geste Médico-Chirurgical Assisté par Ordinateur

Les classifications existantes de robots médicaux sont nombreuses car elles sont données selon plusieurs points de vue : selon le degré d'autonomie, selon les dimensions, selon l'architecture mécanique, selon l'application, selon l'interaction avec l'environnement ou encore selon l'environnement d'utilisation. Ici nous nous appuierons dans le reste du manuscrit sur une classification élaborée dans un contexte de GMCAO, telle que présentée par Taylor et Stoianovici

1. Computer-Assisted Design
 2. Computer-Assisted Manufacturing
 3. Total Quality Management

dans [Taylor et Stoianovici, 2003]. Les auteurs classifient les robots médicaux en deux catégories dans le contexte d'un GMCAO (Fig. 1.2) : les robots médicaux en phase de CAO/FAO ou en phase pré et per-opérative, et les robots médico-chirurgicaux d'assistance directe à l'opération. Pour simplifier, les robots de CAO/FAO sont utilisés après une grande phase de modélisation et de planification de l'opération -donc en phase pré-opérative et per-opérative-, alors que les robots d'assistance directe sont utilisés pour des opérations sans une grande modélisation et une grande planification, c'est à dire que le praticien s'appuie sur son expérience, son analyse directe. Dans ce dernier cas, le robot vient suppléer son geste ou l'améliorer ; il peut toutefois disposer d'informations en temps réel qui le renseignent sur l'anatomie du patient, ses tissus.

1.1.2 Exemples d'applications

Il y a aujourd'hui autant de robots médicaux que d'applications : chirurgie de la tête et du cou, radiologie, radiothérapie, chirurgie laparoscopique, orthopédie, échographie... Ici, nous décrirons brièvement quelques applications pour montrer l'étendue de la robotique médicale ; l'objet n'est nullement d'être exhaustif, mais plutôt d'illustrer la variété des applications. Une plus ample description des applications de la robotique médicale peut être trouvée dans [Troccaz, 2012, Chapitre 1], [Beasley, 2012] et [Taylor et Stoianovici, 2003]. A partir de la classification présentée précédemment, nous présenterons des robots médicaux en phase de CAO/FAO [Fichtinger *et al.*, 2008] ainsi que des robots médicaux d'assistance directe au geste opératoire [Hager *et al.*, 2008].

1.1.2.1 Robots médicaux en phase pré et per-opérative

Un exemple de robot médical utilisé en phase pré et per-opérative est le robot d'orthopédie (Fig. 1.3) : un modèle du genou est tout d'abord construit ainsi qu'une planification de trajectoire (phase pré-opérative) puis le robot «usine» le genou de manière autonome pour le préparer à la pose d'une prothèse (phase per-opérative), c'est à dire que le patient est préparé avant l'opération de pose effectuée par le chirurgien. Certains robots d'orthopédie, comme le RIO construit par la société Mako [Mako] sont semi-autonomes ; pour le RIO, le praticien et le robot portent ensemble l'instrument d'orthopédie (Fig. 1.3).



Figure 1.3 – Robot d'orthopédie RIO [Taylor *et al.*, 1994]

Ainsi, les opérations effectuées sur l'os (par exemple adaptation à une prothèse) sont plus précises à l'aide d'un robot qu'elles ne le sont en pratique (manuelle), et il est possible d'effectuer des usinages complexes, comme dans l'industrie. La pose d'une prothèse est ainsi facilitée et

il y a moins de chirurgie de reprise. Un autre exemple de robot d'orthopédie est donné figure 1.4 ; il s'agit d'améliorer les opérations du genou ou de la hanche en préparant la surface de l'os à recevoir la prothèse [Beasley, 2012]. Typiquement dans ce genre d'opération, le patient est immobilisé et le robot vient découper l'os suivant une trajectoire définie par tomographie pré-opératoire. Pour assurer les questions de sécurité, le robot est muni de capteurs d'effort qui enregistrent les mouvements possibles de retrait du praticien ; [Beasley, 2012] donne une plus ample description des systèmes existants.



Figure 1.4 – Robot d'orthopédie Robodoc. A gauche : le robot est utilisé pour la chirurgie de remplacement total de la hanche. A droite : gros-plan sur le fraisage robotisé du fémur. [Kazanzides *et al.*, 2008]

D'autres exemples de robots en phase pré et per-opérative sont donnés. Pour certaines applications de neurochirurgie, radiologie interventionnelle et radiothérapie, il est demandé d'atteindre et suivre une cible à l'aide d'informations provenant d'images tridimensionnelles. L'utilisation d'un système robotisé permet d'améliorer la précision du geste ; cela permet aussi de limiter les effets de l'exposition du médecin au rayonnement comme les rayons X.

Deux exemples de ce type de robot sont donnés : un robot de radiologie interventionnelle (Fig. 1.5) et un robot de neurochirurgie (Fig. 1.6). Pour la première application, le praticien effectue une biopsie ou une injection thérapeutique à l'aide d'une aiguille dont la position est guidée par le robot grâce à une sonde à ultrasons transrectale. Pour la seconde, le robot assiste le praticien pour des biopsies ou d'autres interventions [MedTech].

Le problème clé en neurochirurgie [Beasley, 2012] est l'accès à des zones étroites et l'emploi de la robotique aurait permis de résoudre partiellement ces problèmes d'accessibilité ; la première opération de neurochirurgie robotisée a eu lieu dans les années 80, d'autres systèmes robotisés ont été développés pour cette application avec plus ou moins de succès.

En stimulation magnétique transcrânienne, le but est de délivrer des impulsions électromagnétiques de manière précise dans le cerveau pour traiter certaines maladies psychiques (Fig. 1.7) ; l'emploi d'un robot permet d'effectuer un suivi précis des trajectoires sur une surface complexe (crâne) et soulage également le médecin par rapport à la pénibilité de la tâche.

1.1.2.2 Robots médicaux d'assistance directe au geste

En robotique d'assistance directe, un exemple de robot est le Da Vinci commercialisé par la société Intuitive Surgical (Fig. 1.8) pour des opérations de chirurgie mini-invasive : ici, le robot

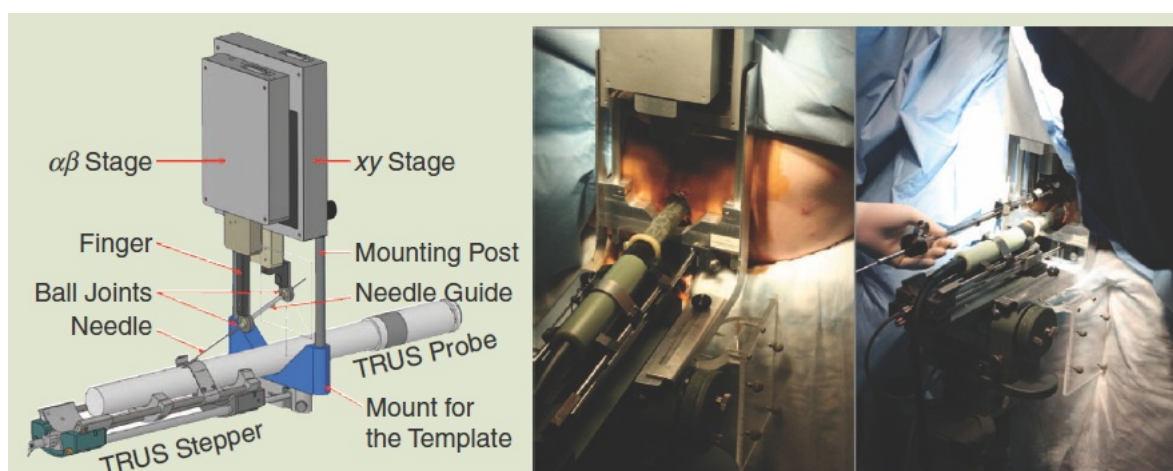


Figure 1.5 – Robot de radiologie interventionnelle. A gauche : positionneur d'aiguille robotisé. A droite : patient traité avec le système robotique. [Hager *et al.*, 2008]



Figure 1.6 – Robot de neurochirurgie ROSA [MedTech]

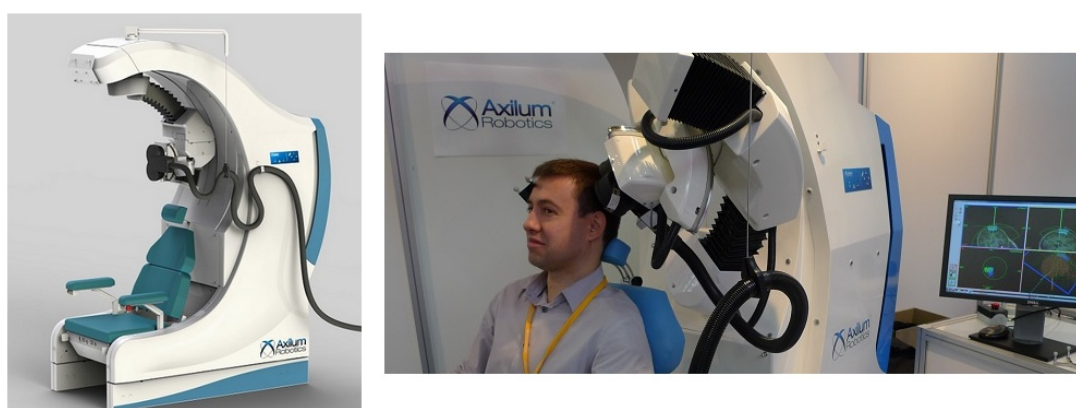


Figure 1.7 – Robot de stimulation magnétique transcrânienne [AxilumRobotics]

est contrôlé par le chirurgien, son geste est rendu plus efficace ; la technique de chirurgie mini-invasive consiste à passer les instruments chirurgicaux à travers de petites incisions (trocar) effectuées dans le patient pour réduire l'invasivité du geste, et permettre de limiter les cicatrices et le stress post-traumatique. Cette technique met en avant l'intérêt de la robotique médicale : au lieu d'intervenir directement sur le patient, le médecin s'installe derrière une console pour contrôler l'intervention à l'aide d'un retour visuel, en pilotant des bras robotisés qui portent les instruments chirurgicaux.



Figure 1.8 – Le robot médical Da Vinci [SouthSideObGyn]

Les robots de chirurgie mini-invasive sont des exemples de robots d'assistance directe au geste opératoire. Ce type de robot est à assistance directe car c'est le médecin qui planifie et exécute l'opération en direct, et le robot prolonge son geste opératoire ; il est d'ailleurs souvent appelé la «3^e main». Un exemple de robot de chirurgie mini-invasive est présenté figure 1.9.



Figure 1.9 – Robot de chirurgie mini-invasive MiroSurge développé par le DLR [DLRMiroSurge]

La télé-échographie (Fig. 1.10) est un autre exemple d'application faisant appel à un robot d'assistance directe. L'application consiste à effectuer une échographie à l'aide d'un robot porte-sonde ; pour certains robots, cette pratique permet de fournir un support médical aux patients situés dans des zones isolées ou difficiles d'accès.

Un autre exemple de robot d'assistance directe peut être rencontré en chirurgie à cœur battant [Bachta, 2008] ou encore en chirurgie orthopédique [Szewczyk, 2010]. Dans l'application de



Figure 1.10 – Robot de télé-échographie Melody de la société Adechotech [AdEchoTech]

chirurgie à coeur battant, un robot compliant motorisé agit comme un stabilisateur cardiaque actif lors d’une opération de pontage coronarien (Fig. 1.11). Figure 1.12 est représentée une vue du robot de chirurgie orthopédique servant à effectuer des opérations de micro-chirurgie dans l’oreille.

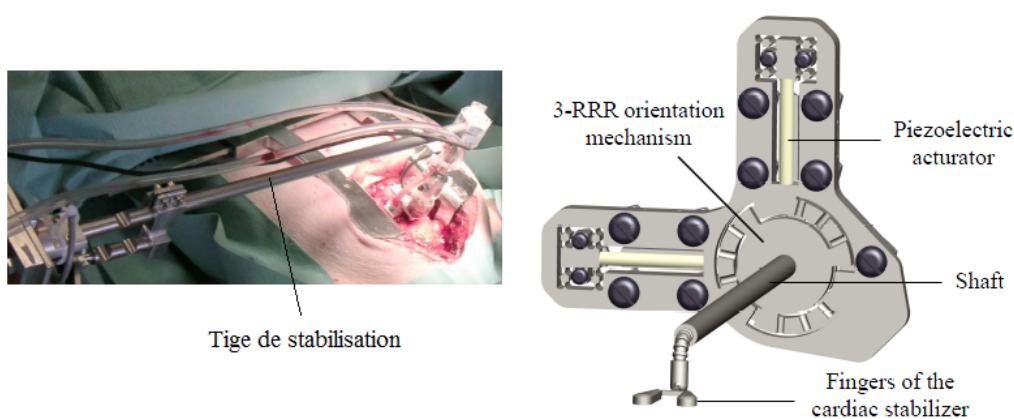


Figure 1.11 – A gauche, vue du dispositif expérimental de stabilisation active [Bachta, 2008] et à droite vue CAO du dernier stabilisateur cardiaque conçu au laboratoire ICube de Strasbourg [Rubbett *et al.*, 2013]

Les différents exemples cités auparavant ont montré l’étendue des applications où le robot médical intervient ; on voit qu’il y a une véritable demande et un intérêt. La partie suivante présente l’évaluation de l’apport de la robotique médicale.

1.1.3 Vision globale et évaluation de l’apport de la robotique médicale

1.1.3.1 Vision globale

Selon [Garcia *et al.*, 2007], depuis le début des années 90 le robot médical prend de plus en plus de place dans la salle d’opération pour assister le praticien. Plusieurs chiffres [Beasley, 2012] montrent l’implication croissante de la robotique dans le milieu médical et d’après l’auteur,

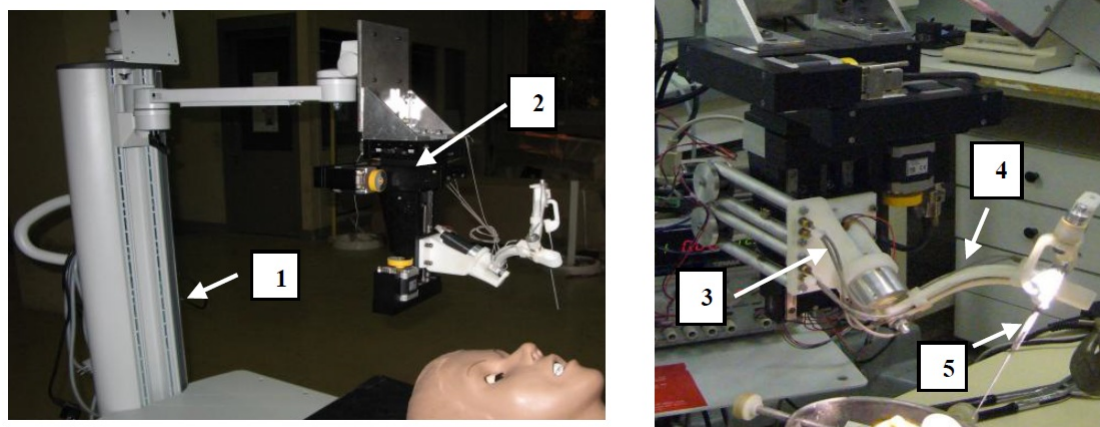


Figure 1.12 – Support (1), table croisée composée de trois platines linéaires (2), interface entre la table croisée et le bras du robot (3), bras du robot (4), outil et son support (5) [Szewczyk, 2010, Chapitre 2 p. 20]

cela continuera au fur et à mesure que la technologie et que la perception du patient sur la robotique s'amélioreront. L'auteur ajoute que le robot, de par sa nature, peut s'acquitter de tâches complexes d'une manière autonome ou semi-autonome, de manière précise et répétable, ce qui est très recherché dans le monde médical. La robotique médicale prendra de fait de plus en plus part aux soins de santé dans le but de réduire l'invasivité des opérations, d'améliorer les soins apportés au patient et de diminuer les coûts de frais médicaux [Hager *et al.*, 2008].

De nombreuses sociétés dans le monde fabriquent et commercialisent des robots médicaux, comme Intuitive Surgical (États-Unis) Medsys (Belgique) en chirurgie mini-invasive, MedTech (France) en neurochirurgie, Robodoc (États-Unis) en orthopédie, Hansen medical (États-Unis) en radiologie interventionnelle, Accuray (États-Unis) en radiothérapie et AdechoTech (France) en télé-échographie; cela montre que véritablement le robot médical se vend et qu'il y a un marché en expansion. Il est constaté dans [Hager *et al.*, 2008] que la dernière décennie a vu le passage du robot médical de laboratoire à sa commercialisation.

Dans [Bekey et Yuh, 2008], à partir de visites effectuées en 2004 et 2005 dans 50 laboratoires aux États-Unis, au Japon, en Corée et en Europe, l'auteur de l'article décrit les récentes avancées en robotique. En robotique médicale, les États-Unis sont bien impliqués et la recherche dans les autres pays se développe rapidement, comme en Europe où les investissements financiers augmentent. Un résumé des avancées des différents pays/continents en robotique est représenté figure 1.13.

La France est reconnue et bien positionnée dans le domaine de la robotique médicale : récemment, le fondateur Bertin Nahum de la société MedTech, spécialisée en neurochirurgie, a été primé par le magazine canadien Discovery Series comme étant l'un des meilleurs innovateurs mondiaux.

Nouaille dans [Nouaille, 2009] classe 70 robots médicaux développés ou en cours de développement en fonction de leurs applications (Fig. 1.14); cet échantillon donne un aperçu des applications majoritairement visées par la robotique médicale.

Area	Degree or level of activity			
	United States	Japan	Korea	Europe
Input				
Basic, university-based research (individual, groups, and centers)	*****	***	***	***
Applied, industry-based research (corporate and national labs)	**	*****	****	****
National or multinational research initiatives or programs	**	*****	*****	****
University-industry-government partnerships and entrepreneurship	**	*****	*****	****
Output				
Robotic vehicles: military and civilian	****	**	**	**
Space robotics	***	**	N/A	***
Humanoids	**	*****	****	**
Industrial robotics: manufacturing	**	*****	**	****
Service robotics: nonmanufacturing	***	***	****	***
Personal robotics: home	**	*****	****	**
Biological and biomedical applications	****	**	**	****

The number of stars indicates the team's qualitative assessment of the relative strength in each technology and region.

Figure 1.13 – Tableau comparatif des avancées en robotique entre pays/continents [Bekey et Yuh, 2008]

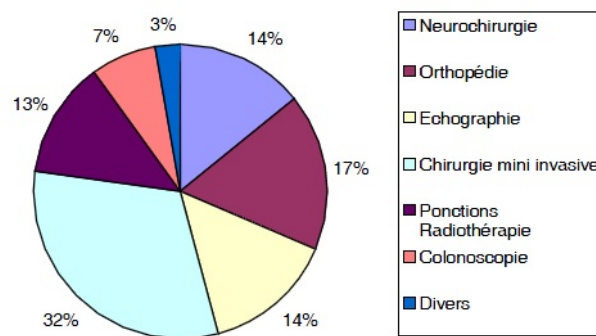


Figure 1.14 – Répartition par domaine médical sur une population de 70 robots [Nouaille, 2009]

Même si la robotique médicale offre de nombreuses possibilités, il y a encore de nombreuses améliorations attendues, de nombreux défis, comme la sécurité, la précision, le coût et l'évolution des mentalités sur l'apport de la robotique [Garcia *et al.*, 2007]. Une évaluation rigoureuse de l'apport de la robotique médicale serait pertinente pour comprendre l'impact réel de la robotique médicale et ouvrir les verrous facilitant son acceptabilité; malheureusement, cette évaluation est délicate comme expliqué dans le paragraphe suivant.

1.1.3.2 Évaluation de l'apport de la robotique médicale, perspectives

Peu de chiffres existent concernant l'impact du robot médical, d'un point de vue technique, économique ou sociétal. Les rares chiffres concernent l'emploi du robot de chirurgie mini-invasive Da Vinci, système le plus connu en robotique médicale, commercialisé par la société Intuitive Surgical (États-Unis). Dans [IntuitiveSurgical], des statistiques indiquent qu'en 2012 ce robot est utilisé dans plus de 2000 hôpitaux à travers le monde et que plus de 450 000 procédures chirurgicales ont été réalisées, soit une augmentation de 25% par rapport à 2011. La même année, 42 robots Da Vinci étaient employés dans des hôpitaux en France et 1400 aux États-Unis [LePoint2011, 2011]. Et en 2009, 60% des opérations de la prostate aux États-Unis ont eu recours à un Da Vinci [ScienceEtVie, 2009, p. 44-51].

Malgré cette utilisation importante, l'apport de la robotique médicale est remis en cause dans plusieurs articles. Dans [Beasley, 2012], l'auteur écrit que l'intérêt de la robotique médicale est contrebalancé par le besoin en espace d'installation et de cellule robotique, le coût à l'achat et le temps d'entraînement sur le robot. Dans [Troccaz, 2012, Chapitre 2], il est indiqué que l'apport de la robotique médicale dépend de l'évaluation du service médical apporté par le robot et que cette évaluation est complexe car elle fait intervenir plusieurs acteurs (le patient, le professionnel de santé, le chercheur, l'industriel, les organismes publics), et demande du temps. Dans [Nassef et Lepanto, 2010] et [Camberlin *et al.*, 2009], son apport est fortement remis en cause pour le Da Vinci.

Selon [Camberlin *et al.*, 2009], il est en effet conclu que l'impact du Da Vinci n'est pas immédiat pour améliorer le service médical et dans ce rapport, les experts considèrent comme prématuré le fait de valider l'apport des systèmes robotisés dans le domaine de la santé. [Camberlin *et al.*, 2009] abonde dans ce sens en stipulant que «Manifestement, l'évidence scientifique quant à l'efficacité et l'efficience du robot Da Vinci n'est pas établie d'une manière probante car en l'absence d'études randomisées et d'évaluation économique dans le sens strict du terme, il serait précocement de procéder à une diffusion large de cette technologie. La supériorité des interventions robotiques reste à démontrer».

Seule une évaluation objective à long-terme, menée par tous les acteurs, pourrait véritablement statuer sur l'intérêt des robots médicaux. Il faut noter que les rapports [Nassef et Lepanto, 2010] et [Camberlin *et al.*, 2009] se focalisent sur l'impact du Da Vinci, robot médical le plus vendu au monde, et critiquent son coût d'achat. Et comme le note [Beasley, 2012], la robotique médicale est jeune et représente encore un champ inexploré; les systèmes actuels, mis à part le Da Vinci, sont disponibles depuis trop peu de temps pour permettre cette évaluation.

Malgré ces incertitudes, la robotique médicale se développe très rapidement et les performances sont impressionnantes [Garcia *et al.*, 2007]. Pour poursuivre et guider cette évolution, les points-clés et défis dans l'implantation du robot médical dans une salle d'opération seront donnés dans la section suivante. Nous verrons en particulier quels sont les verrous technologiques

à prendre en compte pour faciliter son acceptabilité.

1.2 Défis pour une meilleure acceptabilité des robots médicaux

La section précédente a montré l'intérêt de la robotique médicale et son essor. La dernière sous-partie a nuancé l'apport de la robotique, en ce qui concerne son acceptation dans le milieu médical. Cette section vise à préciser les difficultés qui limitent une meilleure acceptabilité des robots médicaux. Dans un premier temps, nous présenterons les difficultés globales rencontrées, pour nous focaliser sur la conception de la structure mécanique du robot médical. Nous concluons cette section en donnant deux exemples illustrant nos propos et ce vers quoi nous nous orientons dans cette thèse : une démarche de conception simultanée de robots médicaux.

1.2.1 Difficultés globales

1.2.1.1 Les principaux points-clés, focalisation sur l'aspect mécanique

L'auteur de [Garcia *et al.*, 2007] donne deux points clés permettant de faciliter l'intégration du robot dans un contexte d'opération médico-chirurgicale : la sécurité et le dialogue homme/machine.

En ce qui concerne la sécurité, du fait de la présence de plusieurs personnes autour du robot et des multiples contraintes liées au contexte d'une opération médico-chirurgicale, une bonne intégration du robot dans son environnement est vitale, pour garantir l'intégrité physique des personnes et permettre une bonne acceptabilité du robot médical. Des normes réglementaires au niveau des États-Unis et de l'Europe existent pour répondre à cette exigence, et peuvent être trouvées dans [Wang *et al.*, 2006] ; une présentation de la conception de robots médicaux qui garantisse la sécurité peut être aussi trouvée dans [Kazanzides, 2009]. D'un point de vue technologique, les choix les plus importants qui découlent de ces exigences sont la redondance des actionneurs, la réduction de vitesses excessivement élevées au niveau des actionneurs, des points d'arrêts nombreux et des points de contrôle ou de redémarrage des installations.

Un autre point garantissant l'acceptabilité est que l'interface homme-machine doit être ergonomique [Beasley, 2012] : le praticien est rarement habitué à la présence d'un système robotique et lors d'une opération, il est important de lui faciliter au maximum la prise en main. De ce point de vue, le retour haptique est utile pour l'aider dans l'opération en lui permettant de conserver les sensations. L'auteur de [Okamura *et al.*, 2010] donne quelques axes directeurs technologiques dans la conception d'un système de robotique médicale dans ce but : interface d'utilisation intuitive, utilisation d'une imagerie adéquate, dextérité d'utilisation, sécurité...

Peu d'autres ressources bibliographiques précisent les moyens mis en oeuvre en robotique médicale pour répondre à ces deux points clés (sécurité et dialogue homme/machine). Il est en effet difficile de donner des solutions génériques, car comme nous l'avons vu auparavant, les applications sont nombreuses et les contraintes multiples ; de fait, les solutions de systèmes robotisés pour des applications médicales sont très variées.

Avec toutes les contraintes de conception à prendre en compte, la conception d'un système de robotique médicale est complexe. Dans notre travail, nous nous restreignons à la conception d'un élément du système complet de robotique médicale : la structure mécanique. A l'aide de statistiques, les caractéristiques communes et spécifiques du cahier des charges technique des structures mécaniques de robots médicaux sont présentées. Nous mettons en avant les fortes contraintes de conception, notamment au niveau de l'encombrement et du poids.

1.2.1.2 Les caractéristiques du cahier des charges des structures mécaniques de robots médicaux

A partir d'une sélection d'un catalogue de robots médicaux, Nouaille dans [Nouaille, 2009, Chapitre 2 p. 39-41] présente les caractéristiques communes et spécifiques du cahier des charges de structures mécaniques conçues pour les applications suivantes : télé-échographie, prélèvement de la peau, radio-thérapie, échographie, chirurgie cardiaque, chirurgie orthopédique et chirurgie mini-invasive. Les caractéristiques communes désignent le suivi du geste médical, la sécurité et les contraintes d'effort ; les caractéristiques spécifiques désignent l'encombrement, le poids ainsi que les contraintes cinématiques. Les tableaux 1.1 et 1.2 résument toutes ces informations recoupées par l'auteur :

Suivi du geste médical	Sécurité	Contraintes d'effort
Pour assurer un bon suivi du geste, les structures doivent au moins posséder 6 ddl ^a pour la plupart d'entre elles ; selon l'application le robot doit suivre une trajectoire modélisée ou continue ou avoir un mouvement autour d'un point fixe ; les capacités en dextérité, parcourabilité et manipulabilité exprimant la qualité du mouvement de la structure mécanique doivent être également bonnes.	Les éléments de la structure ne doivent pas rentrer en contact avec le patient ou avec le matériel médical et il doit être rapidement installé et facilement déplaçable. De plus, pour respecter les conditions d'aseptie, le matériel doit être stérilisé en autoclave ou enveloppé par un plastique stérile ou conçu avec des éléments à usage unique.	Pour la plupart des applications, l'auteur remarque que les contraintes mécaniques sont de l'ordre de 20N ; pour le prélèvement de la peau et l'orthopédie, l'effort est plus important (100N) et en chirurgie mini-invasive, l'effort maximum est de 1N.

Tableau 1.1 – Caractéristiques communes du cahier des charges de plusieurs robots médicaux

a. degrés de liberté

On voit ainsi que des caractéristiques communes et spécifiques d'encombrement, de poids et de sécurité sont très liées. La sous-section suivante présente les architectures des structures mécaniques actuelles et les problèmes rencontrés ; à la lumière de ces caractéristiques, nous verrons que la conception d'une structure dédiée à l'application est préférable pour garantir le respect de ces trois contraintes, au lieu d'adapter une structure existante (type anthropomorphe) pour l'application.

Encombrement, poids	Contraintes cinématiques
Certaines applications nécessitent un robot compact et léger pour être transportable ; d'autres nécessitent une structure massive pour assurer sa stabilité.	Selon l'application, les valeurs des grandeurs cinématiques sont différentes. Par exemple en télé-échographie, la sonde doit atteindre une vitesse maximale de 30 mm/s et pour le prélèvement de la peau entre 2 et 10 mm/s.

Tableau 1.2 – Caractéristiques spécifiques du cahier des charges de plusieurs robots médicaux

1.2.2 Besoin en structure mécanique appropriée

1.2.2.1 Les structures actuelles

Nous avons évoqué précédemment le robot anthropomorphe en neurochirurgie, c'est à dire un robot dont l'architecture mécanique se rapproche de celle du bras humain, de type sériel. Deux autres types d'architectures existent : parallèle et hybride. Une architecture sérielle est aussi appelée chaîne cinématique simple, c'est à dire une chaîne cinématique dont la base et l'effecteur possèdent un degré de connectivité de 1 et les autres corps un degré de connectivité de 2 [Gosselin, 1985, Chapitre 2]. Les architectures parallèles désignent une chaîne cinématique fermée dont les corps -mis à part la base et l'effecteur- possèdent un degré de connectivité supérieur à 3. Une architecture hybride est composée de ces deux types d'architecture (Fig. 1.15).

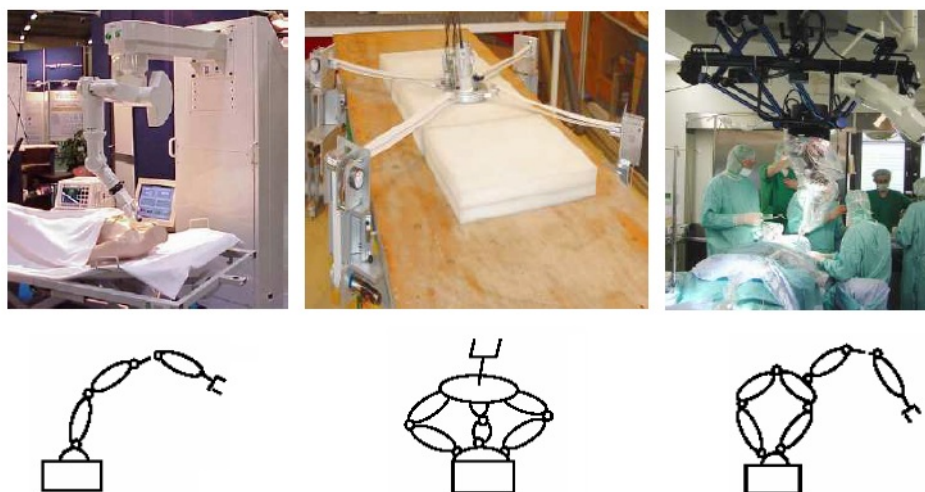


Figure 1.15 – Robot Hippocrate (sériel), Robot TER (parallèle), Robot Surgiscope (hybride). [Nouaille, 2009, Chapitre 2]

Nouaille dans [Nouaille, 2009, Chapitre 2] effectue un recensement des architectures mécaniques de 33 robots médicaux (Fig. 1.16). D'après ces statistiques, on constate que beaucoup de robots médicaux ont des architectures mécaniques de type sérielle.

Dans [Troccaz, 2012, Chapitre 5], l'auteur effectue un descriptif et une comparaison de ces trois types d'architectures : contrairement aux sérielles, les architectures parallèles ont un bon rapport (masse totale)/(masse utile), des capacités dynamiques élevées et de bonnes

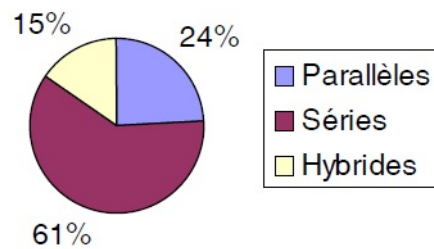


Figure 1.16 – Répartition des structures globales sur 33 robots étudiés [Nouaille, 2009, Chapitre 2]

caractéristiques en raideur. Par contre, les modèles géométriques directs et dynamiques d'un robot parallèle sont souvent difficiles à écrire et ces robots ont un mauvais rapport empreinte au sol/volume de travail. Pour certaines applications médicales nécessitant une grande précision, le robot parallèle peut être préféré au robot sériel. Les architectures hybrides essaient de combiner les avantages des deux, comme le CT-BOT, robot de radiologie interventionnelle (Fig. 1.17).



Figure 1.17 – A gauche, photo du CT-BOT sous scanner à rayon X [Maurin *et al.*, 2005]

On se rend compte que la majorité des structures existantes s'appuient sur des architectures anthropomorphes ; les architectures mécaniques des premiers robots médicaux étaient en fait issues d'une adaptation de ces robots [Troccaz, 2009], comme en neurochirurgie [Kwoh *et al.*, 1988]. L'idée était de disposer de robots polyvalents [Renaud, 2011] pour effectuer plusieurs applications médicales.

Néanmoins, la communauté scientifique s'est rapidement tournée vers la conception de structures dédiées [Taylor, 2006] pour répondre au mieux au cahier des charges de conception et ainsi, faciliter pleinement l'acceptation de l'assistance robotique auprès du corps médical. L'auteur de [Troccaz, 2012, Chapitre 5] appuie cette idée de non-polyvalence en concluant que le «robot médical doit être vu comme un instrument doté de mobilités pour participer à la réalisation d'un nombre restreint de fonctions particulières et à ce titre n'a pas de vocation à être universel».

L'évaluation de l'apport de la robotique médicale présenté auparavant a montré des critiques assez sérieuses formulées contre l'intérêt du robot Da Vinci. Or le robot Da Vinci a été conçu dans l'optique d'une polyvalence et est sous-utilisé pour la gamme d'applications

possibles. Ceci est sûrement la raison pour laquelle ces rapports critiquent son intérêt, d'où l'orientation vers des structures dédiées, non-polyvalentes. On peut noter néanmoins un petit retour en arrière vers la polyvalence avec l'utilisation du MiroSurge [DLRMiroSurge] pour les opérations de chirurgie mini-invasive : plusieurs robots anthropomorphes sont utilisés [Beasley, 2012] autour de la table d'opération, dans le but de disposer d'une assistance robotique versatile.

1.2.2.2 Le problème de la compacité et de la masse

Comme le note Renaud dans [Renaud, 2011, Chapitre 1], on peut dire qu'un robot est compact et léger quand il a été conçu spécifiquement pour l'application : un robot anthropomorphe est difficilement installable, alors qu'un robot dédié pour l'application sera facilement déployable [Fichtinger *et al.*, 2008], puisqu'il s'agit d'une fonction prise en compte dans la conception du robot médical.

La diminution de la compacité et de la masse de la structure mécanique interviennent dans l'acceptabilité du robot médical car le praticien souhaite un outil peu encombrant, facilement déployable, transportable. Il se trouve que la réduction de la compacité est un défi dans la conception de robots médicaux [Fichtinger *et al.*, 2008], [Beasley, 2012] : obtenir des structures compactes qui répondent au cahier des charges technique n'est pas simple. La réduction des dimensions globales de la structure et la diminution de sa masse, l'intégration physique des composants (capteurs, actionneurs) tout en obtenant des forces et vitesses suffisantes à l'effecteur sont des défis dans la conception de robots médicaux.

Plusieurs applications médicales reflètent cette problématique de compacité et de masse : la radiologie interventionnelle comme avec le CT-BOT exige un robot qui s'intègre physiquement dans un environnement très contraint. Certains types de robots de chirurgie mini-invasive doivent être aussi compacts que possible de par leur nature [Piccigallo *et al.*, 2010]. Quand la portabilité est une des fonctions principales du robot comme en télé-échographie [Nouaille *et al.*, 2010], les dimensions doivent donc être réduites au maximum.

Une autre raison qui justifie l'importance de la compacité en conception de robots médicaux est l'intégration de composants dans un instrument médico-chirurgical existant. Des exemples peuvent être trouvés dans [Bachta, 2008] et [Zhang et Nelson, 2011] : l'instrument chirurgical n'est pas totalement modifié, mais motorisé partiellement pour faciliter son acceptation auprès du chirurgien.

Dans la conception d'un robot médical, comment garantir la meilleure compacité et la plus faible masse ? Quelle démarche de conception adopter ? Dans l'optique de concevoir une structure dédiée de robot médical, c'est à dire qui ne soit pas issue de l'adaptation d'une structure existante comme un robot industriel anthropomorphe, une démarche de conception appropriée de robots médicaux est source d'intérêt. Nous entendons par démarche appropriée, une démarche qui cherche à réaliser la meilleure intégration physique de tous les éléments (mécaniques, électriques) de la structure, pour améliorer la compacité et la masse du robot.

Pour illustrer nos propos, la sous-section suivante donnera deux exemples de conception illustrant ce besoin en démarche de conception appropriée. Par la suite, nous présenterons quelques démarches de conception existantes en robotique, et nous mettrons en avant leur limites ; elles montrent en particulier le besoin de « penser simultanée », comme l'évoque Renaud

dans [Renaud, 2011], qui présente l'apport de la mécatronique pour la robotique médicale⁴.

1.2.3 Le besoin d'une démarche de conception appropriée de robots médicaux

1.2.3.1 Deux exemples illustratifs

Conception d'un robot de télé-échographie : dans [AlBassit, 2005], Al Bassit présente la conception d'un robot portable pour l'application de télé-échographie. L'objectif de la télé-échographie robotisée [AlBassit, 2005, Chapitre 1 p. 26] est de permettre à un expert médical situé dans son centre hospitalier de réaliser une échographie, sur un patient situé à distance, en utilisant un robot porte-sonde (Fig. 1.18). Les contraintes de l'application sont la portabilité, la légèreté, et la sûreté de fonctionnement vis-à-vis du patient et de l'assistant.

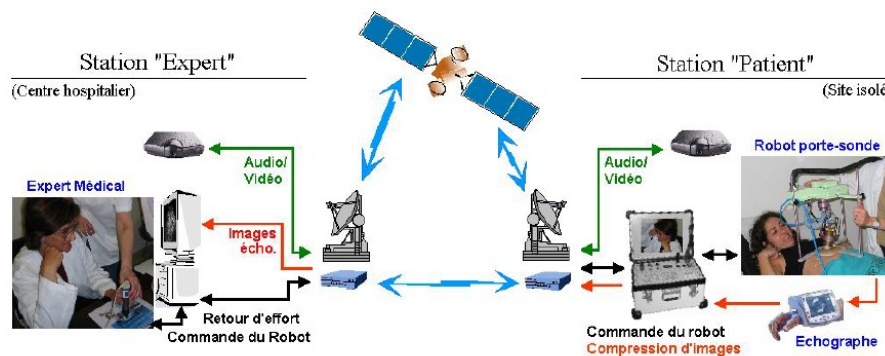


Figure 1.18 – Schématisation du principe de fonctionnement d'un système de télé-échographie [AlBassit, 2005]

Un découpage du processus de conception du robot de télé-échographie appelé «Otelo2» est donné figure 1.19.

La 1^{ère} étape du processus a consisté à analyser le geste opératoire. L'auteur explique que le suivi de la trajectoire par le robot doit être continu [AlBassit, 2005, Chapitre 1 p. 55], ce qui constitue une contrainte cinématique. Pour assurer la sécurité, les parties du robot en mouvement ne doivent pas générer un risque pour le patient ni pour les personnes qui assistent le patient. Une distance de sécurité est donc considérée entre les parties du robot et le corps du patient et l'auteur pose comme principe [AlBassit, 2005, Chapitre 1 p. 56] d'utiliser des moteurs de faible puissance, ce qui implique d'avoir un robot à faible inertie, léger et compact.

Pour effectuer la synthèse topologique en étape 2, une base bibliographique est construite à partir de robots spécifiquement développés pour la télé-échographie et à partir de robots porte-sonde. Cet état de l'art combiné à l'étude de la gestuelle permet d'effectuer des choix d'architecture. Plusieurs solutions candidates sont sélectionnées pour être comparées. Sur cette base, la structure mécanique du robot Otelo2 est décomposée en deux parties : un module de

4. La mécatronique est issue de l'intégration de technologies provenant de la mécanique, de l'électronique, de l'automatique et de l'informatique dans la conception et la fabrication d'un produit en vue d'augmenter et/ou d'optimiser sa fonction [Devalan, 2010]

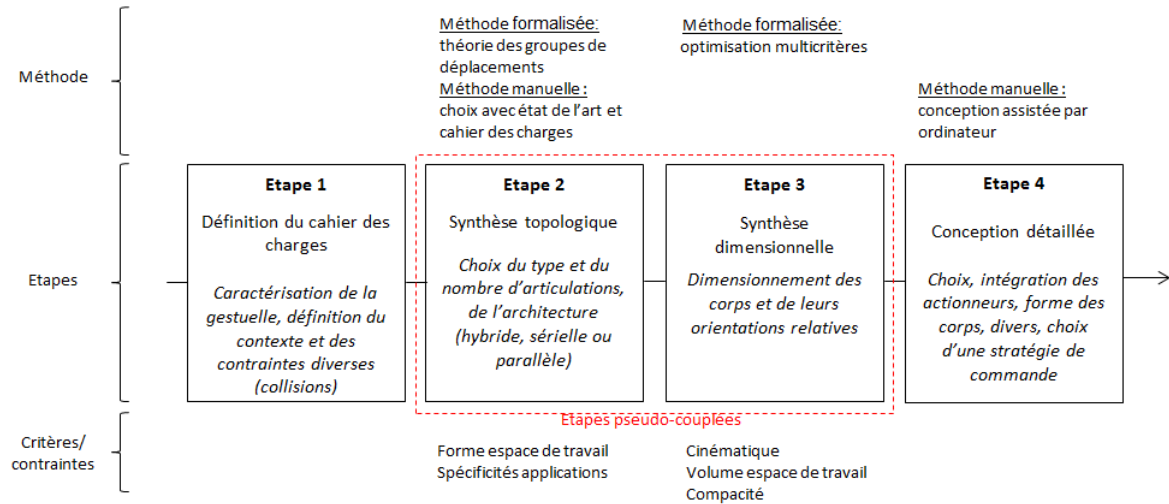


Figure 1.19 – Découpage en étapes du processus de conception du robot Otelo2

positionnement et un module d'orientation.

L'auteur fait le choix d'utiliser une architecture de type sérielle pour le module de positionnement puis effectue une synthèse dimensionnelle dans l'étape 3 [AlBassit, 2005, Chapitre 3 p. 91] sur plusieurs types de modules d'orientation -sérielle, parallèle et hybride-. Dans cette optimisation, des contraintes de conception sur les angles α (Fig. 1.20) sont imposées, pour éviter des collisions avec le patient [AlBassit, 2005, Chapitre 4 p. 101].

Une comparaison est effectuée pour choisir la meilleure architecture, à partir de critères de performances cinéto-statiques, du volume de l'espace de travail et de la compacité. Les résultats permettent de sélectionner l'architecture sérielle pour le module d'orientation (Fig. 1.20) [AlBassit, 2005, Chapitre 3 p. 141] car elle possède un bon espace de travail et assure la continuité des trajectoires. En revanche, ses performances cinéto-statiques sont moins bonnes que les autres.

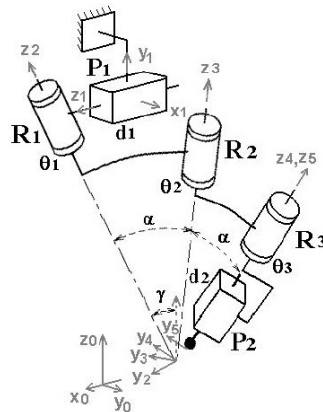


Figure 1.20 – Structure cinématique finale du robot Otelo2 [AlBassit, 2005]

La conception mécanique finale du robot Otelo2 en étape 4 est effectuée à l'aide de la

CAO et une stratégie de commande est proposée. Quatre sous-étapes la composent (Fig. 1.21) : choix et intégration des actionneurs, forme des corps, détails structuraux et choix d'une commande. Dans la première sous-étape, il s'agit de choisir et d'intégrer les actionneurs et ce qui est lié à l'actionneur, c'est à dire d'effectuer un choix du type d'actionneur (électrique, pneumatique), un choix des éléments de guidage et transmission (roulements, paliers lisses, guidage linéaire... et courroie, engrenages) et de tout intégrer physiquement (placement dans CAO, position des éléments de support moteurs...). Une analyse par éléments finis permet de choisir la forme des corps et la sous-étape «divers» correspond à la cartérisation et au redimensionnement des corps. Dans cette sous-étape, le concepteur réajuste les dimensions et orientations relatives des corps ainsi que les dimensions des éléments de support pour gagner en compacité. Il joue sur des paramètres ayant un impact sur les performances de la synthèse dimensionnelle, l'idéal étant de garder les paramètres issus de la synthèse dimensionnelle à la même valeur. La dernière sous-étape consiste à choisir une stratégie de commande.

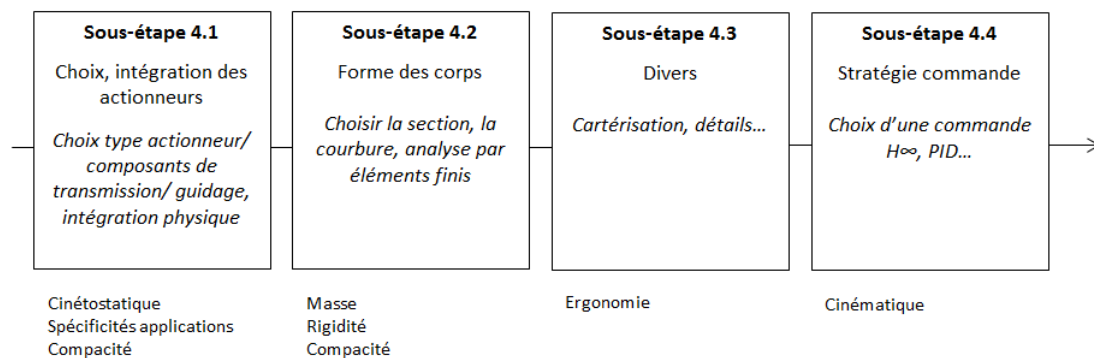


Figure 1.21 – Zoom sur l'étape 4 du processus

Une photo du robot final Otelo2 est donnée figure 1.22.



Figure 1.22 – Photo du robot Otelo2

Suite à cette conception, les résultats ont montré [AlBassit, 2005, Chapitre 5 p. 162] que le robot obtenu est trop lourd (masse totale de 6 kg) pour qu'il soit porté sans peine par un assistant durant la durée de l'opération. Ici, on se rend compte que les étapes de synthèse dimensionnelle et de choix, d'intégration des actionneurs sont effectuées de manière séquentielle en utilisant des méthodes de conception formalisées et manuelles.

En effet, dans l'étape 3, on effectue un dimensionnement des corps via une optimisation

multi-critères et dans la sous-étape 4.3, on réajuste ces dimensions pour gagner en compacité. L'ajustement manuel des dimensions des corps et des éléments de support peut conduire à une sous-optimalité de la compacité. L'utilisation d'une méthode qui formalise le problème d'amélioration de la compacité pourrait éviter cela. Concrètement, il s'agirait d'effectuer une optimisation simultanée entre la synthèse dimensionnelle et l'intégration des composants, en particulier des actionneurs, autrement dit d'effectuer une optimisation simultanée de toutes les étapes ayant un impact sur la compacité.

Nous opposons cette vision de la conception simultanée à une vision séquentielle de la conception, où le processus est découpé en étapes. Dans cette dernière vision, on découpe le processus de conception en étapes, car on sait que le concepteur ne dispose pas d'une méthode formalisée pour effectuer toute la conception, et que certaines parties de la structure devront être conçues «à la main».

Ces questions issues d'une vision séquentielle de la conception sont communes à d'autres types de robots médicaux, pour d'autres applications, comme en chirurgie mini-invasive.

Conception d'un robot de chirurgie mini-invasive : dans [Sallé, 2004], l'auteur présente la conception d'un robot de chirurgie mini-invasive. Cette technique consiste à effectuer trois à six petites incisions pour faire passer les instruments chirurgicaux, ce qui permet principalement de limiter la douleur post-opératoire et de diminuer le temps de récupération par rapport à la chirurgie ouverte traditionnelle. Les instruments manuels actuellement utilisés pour réaliser cette technique sont rigides et font souvent preuve d'un manque de mobilité (Fig. 1.23), ce que pallie l'utilisation de robots.

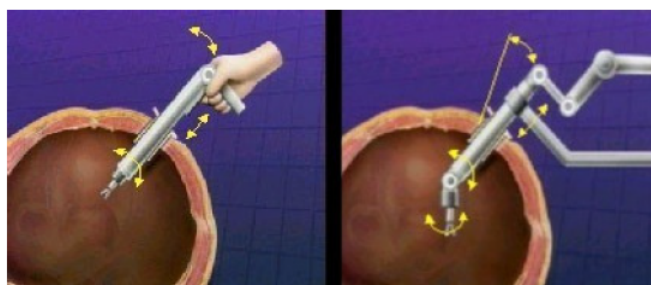


Figure 1.23 – Mobilité en chirurgie mini-invasive [Sallé, 2004, Introduction p. 2]

Dans l'optique d'améliorer les capacités cinématiques des robots existants, Sallé se focalise sur le développement d'un robot à hautes mobilités [Sallé, 2004, Introduction p. 10] (Fig. 1.24), capable d'effectuer un pontage coronarien. Les contraintes de l'application sont très nombreuses : espace de débattement limité dans la cage thoracique, évitement des organes, complexité du mouvement à réaliser, espace de travail et efforts souhaités.

Vu les nombreuses contraintes rencontrées, le choix du nombre d'articulations et de leur agencement dans l'espace ne peut pas s'appuyer sur une méthode manuelle ou intuitive ; il faut une méthode formalisée. Pour un geste chirurgical donné, Sallé effectue la synthèse topologique du robot à partir de modules ou briques de base, qui se distinguent par le type de liaison à une

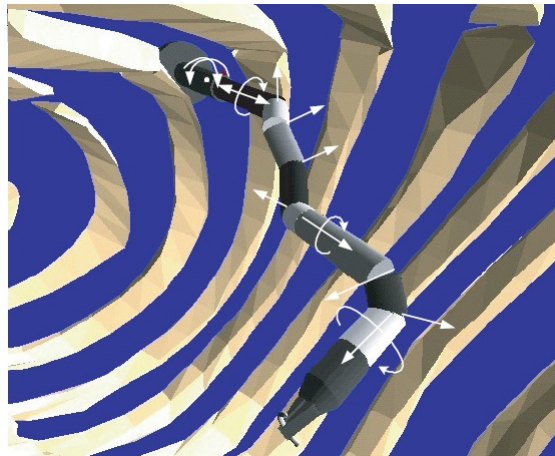


Figure 1.24 – Instrument quelconque et ses degrés de liberté [Sallé, 2004, Chapitre 2 p. 35]

extrémité du module (prismatique, pivot) et par l'orientation de l'axe de la liaison sur cette extrémité (Fig. 1.25).

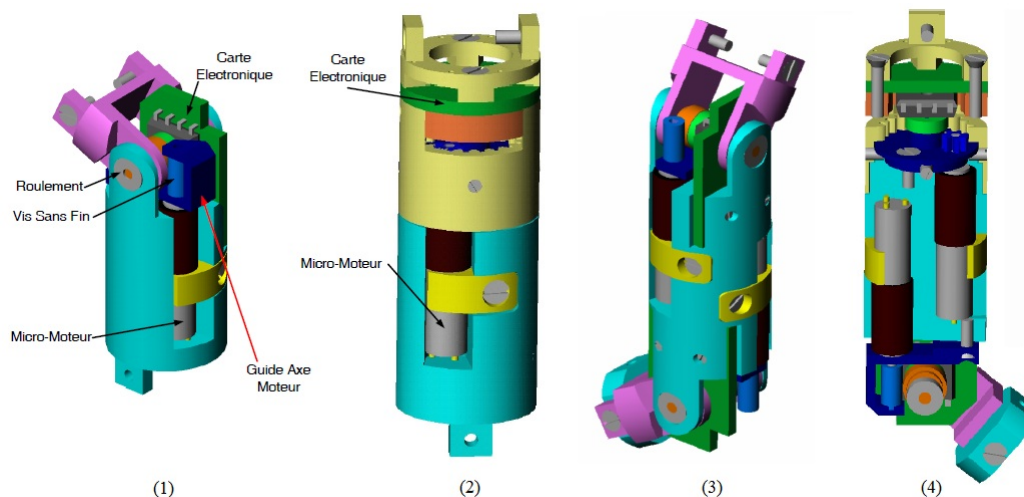


Figure 1.25 – Module d'actionnement à 1 ddl à axe orthogonal (1), à 1 ddl à axe colinéaire (2), à 2 ddl avec transmissions à 90° et à 2 ddl avec rotation propre [Sallé, 2004, Chapitre 2 p. 36-39]

Le choix du meilleur agencement entre modules et du meilleur nombre de modules est effectué à l'aide d'un processus d'optimisation par algorithmes évolutionnaires au cours duquel un robot avec une topologie donnée (on parle d'individu en optimisation par algorithmes génétiques) sera évalué par simulation. Dans cette simulation, un «individu» dont les gènes correspondent à l'agencement, aux types de modules et aux longueurs des modules, effectue l'opération de suture. Ses gènes font ensuite l'objet d'une mutation pour mieux satisfaire au geste, créant un nouvel individu évalué de la même manière. Une loi de commande est appliquée sur l'individu pour réaliser ce geste dans la simulation, plusieurs critères évaluant ensuite ses performances. L'instrument est considéré comme performant s'il est capable d'effectuer la trajectoire requise tout en évitant les organes vitaux et en assurant au chirurgien de bonnes capacités de

mouvement. Ainsi les critères choisis sont : 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 démarche de conception du robot est représentée figure 1.26. Dans l'étape 2, le critère et les contraintes associées sont respectivement les performances cinétostatiques (recherche des meilleurs moteurs et des meilleures caractéristiques des éléments de transmission) et les contraintes d'intégration physique (diamètre maximal du groupe moto-réducteur égal à 10 mm). Les critères de performance et les contraintes permettant de statuer sur les performances de l'individu au cours des étapes 3 et 4 correspondent au suivi de la trajectoire, à la manipulabilité qui quantifie la qualité du geste mécanique, à la distance séparant l'instrument des organes et aux efforts généralisés ou forces et couples s'exerçant sur les articulations [Sallé, 2004, Chapitre 4 p. 108]. Ils peuvent être classés en deux catégories : contraintes/critères de performances cinétostatiques et contraintes de collision/critère de compacité du mécanisme.

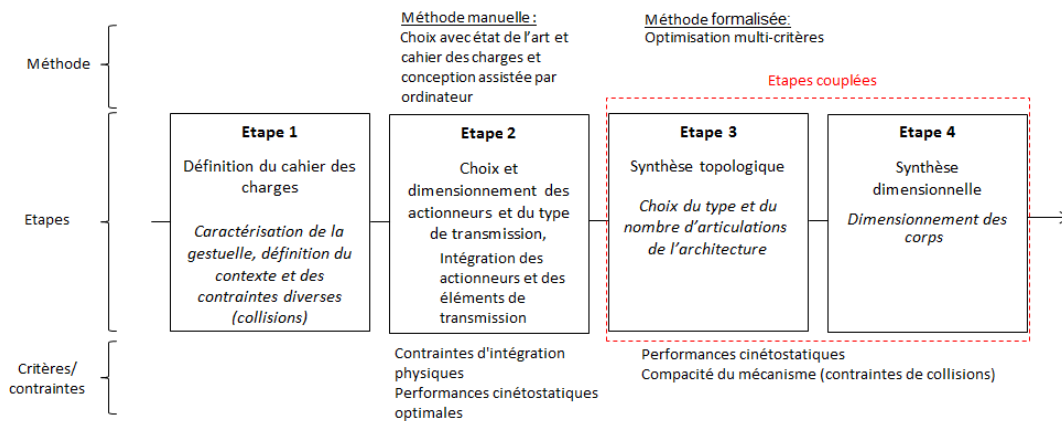


Figure 1.26 – Démarche de conception du robot de chirurgie mini-invasive

Chaque individu est évalué à l'aide d'une simulation du robot en situation dans la cage thoracique effectuant l'opération de suture. Dans cette simulation, 3 positions du trocart d'insertion du robot sont possibles, et l'auteur présente les résultats d'optimisation de 5 instruments pour ces différentes positions; un instrument est sélectionné sur les 5, nommé DRIMIS⁵ puis évalué de manière plus approfondie et enfin réalisé (Fig. 1.27).

On voit à travers le découpage du processus de conception du robot qu'il n'y a pas de couplage entre les étapes 3, 4 et l'étape de choix du type et du dimensionnement des actionneurs et cela a un impact sur l'évaluation des performances comme décrit ci-après.

Dans l'étape 2, la conception des modules est effectuée à l'aide d'un état de l'art et à l'aide de la CAO pour choisir le type d'actionneur et les principes de transmission. Sallé fait

5. Dextrous Robotic Instrument for Minimally Invasive Surgery ou Instrument Robotique Dextre pour la Chirurgie Mini-Invasive

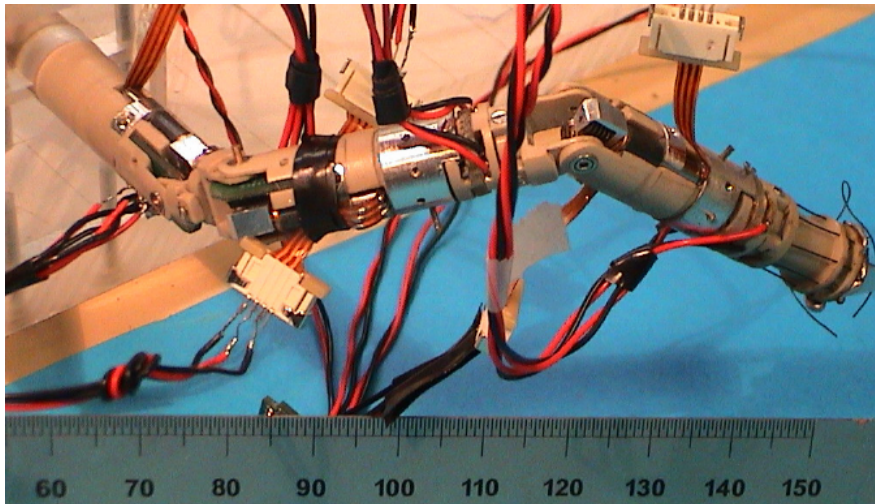


Figure 1.27 – DRIMIS : prototype réalisé [Sallé, 2004, Chapitre 6 p. 172]

le choix d'une transmission directe car l'emploi de câbles pour un système de poulie limite le nombre d'actionneurs dans la structure. De fait, même si cela complique la conception, les actionneurs sont placés au niveau des articulations. Le diamètre des actionneurs est limité par la contrainte du trocart (10 mm), ce qui réduit la puissance mécanique développée. Le dimensionnement du groupe actionneur et éléments de transmission (c'est à dire la définition des caractéristiques en couple, vitesse de sortie), est effectué et fixé pendant cette étape tout en respectant les contraintes d'intégration physique.

Par la suite, les étapes 3 et 4 de synthèse dimensionnelle et de synthèse topologique sont couplées dans une même optimisation multi-critères par algorithmes génétiques. L'évaluation des performances d'un individu est effectuée à l'aide de la simulation décrite auparavant. Lors du choix de la loi de commande appliquée sur le robot dans la simulation, il faut tenir compte de la redondance du mécanisme : il y a davantage de degrés de liberté fournis par le robot que souhaités et cela est pris en compte comme expliqué dans [Sallé, 2004, Chapitre 4 p. 105]. Cette redondance cinématique permet de gérer le suivi d'une tâche secondaire en plus d'une tâche principale qui correspondrait au geste de suture. La tâche secondaire correspond à l'évitement des organes et à l'amélioration de la manipulabilité. En plus de la distinction tâche principale/tâche secondaire, l'algorithme d'optimisation vérifie que les efforts à fournir au niveau de l'effecteur pour le geste de suture ne créent pas de couples articulaires supérieurs aux couples maximaux des moteurs dimensionnés dans l'étape 2.

Ce que montre l'aspect séquentiel de la conception concerne le fait qu'il n'y a pas de retour possible sur le dimensionnement des moteurs quand les couples articulaires générés par les efforts à produire sur l'effecteur sont supérieurs aux couples maximaux transmissibles des moteurs. Sur ce dernier point, on voit l'intérêt de redimensionner des actionneurs, même si les contraintes d'intégration physique sont fortes. En particulier, il serait intéressant de revoir le dimensionnement du groupe moto-réducteur pour trouver les justes caractéristiques en couple/vitesse. Ce problème vient du fait que le choix et le dimensionnement des moto-réducteurs a été fait manuellement, de manière non formalisée. Si tel avait été le cas, on aurait pu coupler cette étape avec les étapes de synthèse dimensionnelle et topologique, réalisant ainsi une optimisation simultanée par opposition à une conception séquentielle : un découpage du processus aurait été inutile.

Un autre point à mentionner est qu'en utilisant la manipulabilité [Yoshikawa, 1985] pour quantifier la qualité du geste mécanique [Sallé, 2004, Chapitre 4 p. 117], il est -entre autres-, fait implicitement le choix d'avoir des caractéristiques égales en couple et vitesse pour chaque actionneurs et de ne pas tenir compte d'une hétérogénéité des caractéristiques actionneurs. Cela a de multiples impacts sur l'évaluation des performances réelles du robot, comme indiqué dans [Merlet, 2006]. Pour ce type d'application où les contraintes d'intégration physique des actionneurs sont fortes -donc leur dimensionnement-, une évaluation au plus juste des performances cinéostatiques est primordiale.

Les deux exemples de conception de robots décrits illustrent bien l'importance de formaliser le processus de conception. Autrement, une sous-optimalité apparaît car des étapes sont effectuées manuellement. Pour une application où les contraintes sont aussi fortes, il serait intéressant de formaliser tout le processus, c'est-à-dire d'effectuer une optimisation simultanée entre toutes les étapes du processus au lieu de les découper séquentiellement.

Dans l'optique de réduire la compacité et la masse d'une structure mécanique en robotique médicale, nous pensons qu'une conception simultanée est nécessaire. La formalisation de tout le processus de conception permettrait d'effectuer une optimisation simultanée. On peut se demander ce qui limiterait cette formalisation. Pour ouvrir le problème, la sous-section suivante présente des démarches ou des manières différentes d'aborder le processus de conception de robots.

1.2.3.2 Démarches de conception en robotique

Peu de travaux existent concernant les démarches de conception de robots médicaux [Nouaille, 2009]; une extension à la robotique industrielle a donc été considérée, en nous limitant à trois ressources bibliographiques : [Angeles et Park, 2008], [Chedmail *et al.*, 1998], [Pettersson, 2008]. Il faut remarquer que, dans ces ressources, les auteurs se focalisent sur la conception de la structure mécanique du robot : les autres éléments constituant une cellule robotique industrielle ne sont pas pris en compte, ou seulement évoqués [Chedmail *et al.*, 1998].

Une première ressource bibliographique concernant la démarche de conception de robots peut être trouvée dans [Angeles et Park, 2008]. L'auteur découpe le processus de conception d'un robot en 5 étapes comme représenté figure 1.28 :

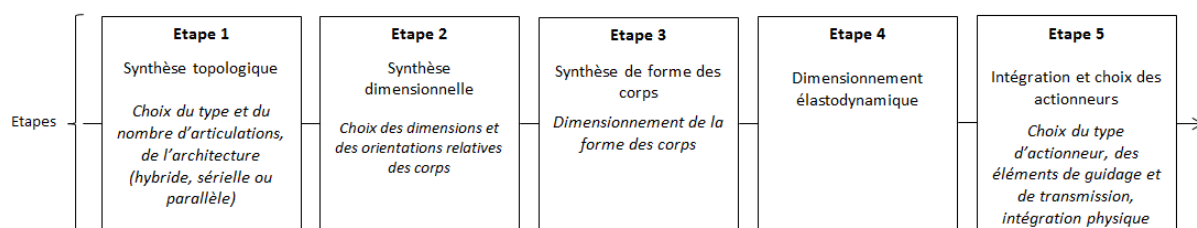


Figure 1.28 – Processus de conception d'un robot, d'après [Angeles et Park, 2008]

Avec ces 5 étapes détaillées ci-dessous :

- La synthèse topologique correspond à la détermination de la topologie de l'architecture du robot, sa structure cinématique : le concepteur choisit une structure parallèle, sérielle ou hybride, ainsi que le nombre et les types de liaison, puis choisit leur agencement dans l'espace.
- La synthèse dimensionnelle : il s'agit dans cette étape de déterminer les dimensions géométriques des corps ainsi que leurs orientations relatives. En d'autres termes, les paramètres de Denavit-Hartenberg sont choisis [Denavit et Hartenberg, 1955].
- La synthèse de forme des corps : dans cette étape, il s'agit de dimensionner la forme des corps de la structure et des articulations pour répondre aux exigences de charge statique et aux exigences dynamiques.
- Le dimensionnement élastodynamique de la structure, par analyse fréquentielle
- L'intégration et le choix des actionneurs : choix du type d'actionneur (électrique, pneumatique...), choix des éléments de guidage et de transmission (roulements, paliers lisses, guide linéaire... et courroie, engrenages...) et intégration physique des actionneurs (placement avec l'aide de la CAO, position des éléments des supports moteurs).

Comme l'auteur l'explique, ces 5 étapes sont généralement suivies de manière séquentielle. Lorsque cela est possible, chaque étape est résolue au moyen d'un programme d'optimisation ou de manière manuelle. Les optimisations pour chaque étape sont effectuées en fonction des contraintes et des critères de performance qui ont été définis avec les spécifications fonctionnelles. A partir de ce schéma, on peut voir que l'étape 2 et l'étape 5 sont fortement liées les unes aux autres, car leurs optimisations ont en commun le critère de compacité.

On voit donc ici que la conception séquentielle du robot peut conduire à une solution sous-optimale, indiquant la nécessité d'une optimisation simultanée de toutes les étapes. Par exemple, à notre connaissance, la synthèse topologique n'est pas effectuée à l'aide de critères de poids ou d'encombrement ; or le nombre de liaisons établi dans cette étape, a un impact sur le nombre d'actionneurs et donc du poids, critère pris en compte dans l'étape d'intégration des actionneurs. Une topologie a priori optimale pour les critères cinéostatiques serait sous-optimale pour l'étape d'intégration, indiquant un compromis entre chaque étape, ce qui indique la nécessité d'une optimisation simultanée.

Ce qui éviterait cette séquentialité serait de poser un problème d'optimisation pour chaque étape, permettant par la suite d'effectuer une optimisation simultanée entre chacune. Le fait d'effectuer certaines étapes à l'aide d'une méthode manuelle -sous CAO, ou de manière intuitive- conduit à une sous-optimalité. Une manière de pallier cette sous-optimalité, indique Angeles, est de revenir en arrière : le processus est évolutif et itératif, comme en ingénierie.

Dans [Chedmail *et al.*, 1998, Chapitre 3 p. 116], l'auteur ne prend pas en compte ce processus itératif en indiquant que la conception d'un robot se ramène à un problème d'optimisation simultanée. Dans ce chapitre, l'auteur définit le cadre de travail d'une conception d'un robot d'usinage/de manipulation dans un contexte industriel. Deux points sont abordés :

- La conception ou le choix du robot et son intégration dans un site robotisé.
- La programmation hors-ligne et la simulation du fonctionnement sur site.

Le premier problème -celui qui nous intéresse pour la conception d'une structure mécanique appropriée-, correspond selon l'auteur à un problème d'optimisation, où il s'agit de trouver une solution de robot satisfaisant aux contraintes de tâches et d'environnement tout en minimisant

un ou plusieurs critères. L’auteur note [Chedmail *et al.*, 1998, Chapitre 3 p. 119] que plus la tâche est complexe, plus la solution à mettre en oeuvre est complexe, d’un point de vue du produit à usiner/manipuler, de l’environnement et de la tâche elle-même. En d’autres termes, est-ce que le produit est adapté à la manipulation par le robot ? Les moyens, les procédés de fabrication du produit sont-ils adaptés pour un robot ? Le robot est-il adapté à la cellule de production robotisée et au mouvement demandé sur le produit ?

Dans une optique de conception de robot et d’intégration dans un site robotisé, l’idéal serait de prendre en compte tous ces points de vue ; l’auteur ici, ne se focalise que sur les deux premiers, c’est à dire sur le mouvement requis par le robot et sur l’intégration physique du robot sur site. La conception de la structure mécanique pour remplir ce mouvement, et l’intégration sur site robotisé est ensuite ramenée à un problème d’optimisation [Chedmail *et al.*, 1998, Chapitre 3 p. 119] et pour la conception, l’auteur énumère les variables d’optimisation pour la synthèse topologique, dimensionnelle et pour le choix, le dimensionnement des groupes moto-réducteurs. Indirectement, l’auteur présente l’optimisation simultanée entre les étapes 1, 2 et en partie 5 du processus de conception d’un robot présenté par Angeles. Il faut remarquer qu’il n’est pas fait mention de rétroaction dans la démarche ; l’optimisation simultanée est effectuée à l’aide d’un algorithme évolutionnaire.

Les deux démarches décrites auparavant décrivent la conception d’un robot comme étant une succession d’optimisations indépendantes/ou d’étapes réalisées de manière manuelle [Angeles et Park, 2008] ou la formulation d’un problème d’optimisation simultanée [Chedmail *et al.*, 1998]. L’aspect itératif de la conception dont parle Angeles, liée à une non-formalisation des étapes du processus, crée une sous-optimalité et nécessite des rétroactions. De la comparaison de ces deux démarches, nous opposons deux visions : une vision simultanée de la conception et une vision séquentielle.

En tant que concepteur, on peut imaginer ce que serait une conception simultanée : il s’agirait de formaliser tout le processus de conception, de l’établissement du cahier des charges, jusqu’à la réalisation finale. «Formaliser» signifie que, partant des spécifications fonctionnelles du cahier des charges, la conception du robot est réalisée de manière automatisée, il n’y a pas de méthodes manuelles. Tout formaliser permettrait l’automatisation complète du processus dans une optimisation unique.

Concrètement, tous les choix possibles de topologies de robots seraient énumérés ; sur chaque topologie, on effectuerait une synthèse dimensionnelle en prévoyant à l’avance toutes les positions possibles d’actionneurs, des éléments de supports, des formes des corps... en d’autres termes, il s’agirait d’une optimisation multicritère, où chaque critère correspond à un objectif de l’étape, en prenant en compte des contraintes de conception.

De ce point de vue, tous les paramètres de conception de toutes les étapes du processus seraient énumérées -du nombre de liaisons jusqu’aux dimensions d’un roulement en passant par la taille d’une vis-, puis mis en relation à l’aide de contraintes de conception. Une méthode d’optimisation serait ensuite utilisée pour réaliser la conception à l’aide de critères de performance découlant des spécifications fonctionnelles.

Dans une vision séquentielle, seules quelques parties du processus sont automatisées et les choix de conception sont restreints par l’expérience du concepteur, l’état de l’art... On limite les choix possibles de conception. Or comme le note Renaud pour la conception de robots médicaux, [Renaud, 2011, Chapitre 2 p. 65], «concevoir en considérant également la fabrication

des éléments remplissant les fonctions de structure, perception et actionnement de manière simultanée pourrait permettre d'élargir l'espace de solutions».

On s'en doute, cette vision de la conception est complexe et fastidieuse en pratique ; il y a des parties du processus qui sont (encore) effectuées de manière manuelle, non formalisée. Cette limite constitue d'après nous l'aspect imparfait du processus de création, et nous pensons comme l'écrit Dieter dans [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 1 p. 8] que cela est normal, car il est fréquent en conception de prendre en compte des essais ou des itérations, c'est à dire que le concepteur a besoin de reboucler le processus et cela ne doit pas être considéré comme une faute ou un problème.

Cependant, la conception simultanée est un idéal vers lequel on peut tendre. Certaines démarches acceptent l'aspect itératif de la conception, tout en visant la simultanéité. Ainsi, des outils sont utilisés en conception de robots pour limiter de nombreux retours en arrière quand des étapes du processus sont effectuées de manière manuelle [Pettersson, 2008, Introduction p. 11], comme les outils CAO, les outils d'analyse éléments-finis et les outils de simulation multi-corps. Par exemple, à partir de modèles simplifiés du robot, les outils de simulation permettent d'améliorer les performances du robot au tout début du processus de conception, donc de limiter le besoin en rétroaction après le prototypage du robot.

Un découpage de démarche prenant en compte cet aspect itératif est indiqué figures 1.29 et 1.30 :

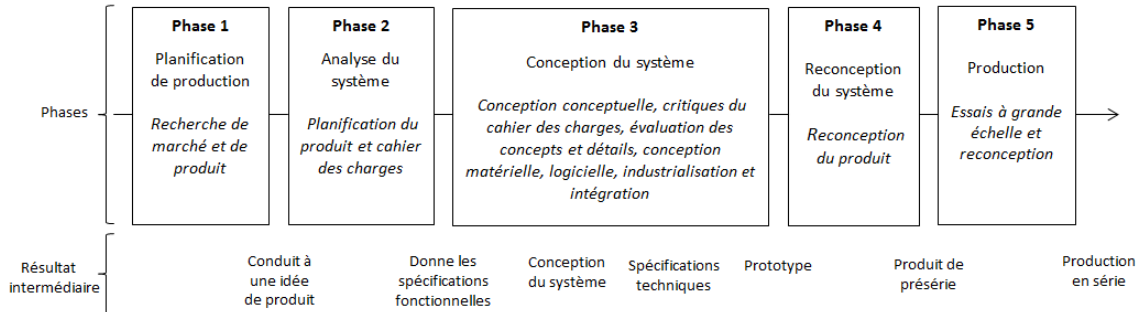


Figure 1.29 – Processus de développement d'un robot, décrit dans [Pettersson, 2008, Chapitre 2 p. 21]

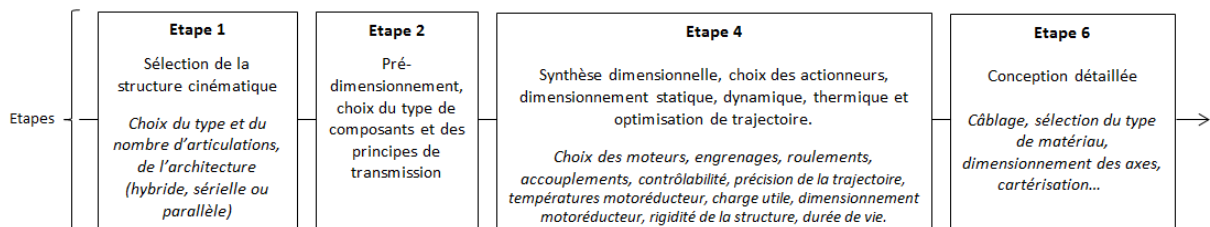


Figure 1.30 – Détails sur la conception du système [Pettersson, 2008, Chapitre 2 p. 22]

On voit que l'étape 4 correspond aux étapes présentées par Angeles et l'auteur de [Chedmail *et al.*, 1998, Chapitre 3 p. 119]. Par rapport à ces deux auteurs, Pettersson,

en s'appuyant sur la littérature, indique que cette étape est une succession de tests, de simulations, de rétroactions et selon lui, seulement certaines parties de cette étape peuvent être automatisées ou formulées comme un problème d'optimisation [Pettersson, 2008, Introduction p. 12].

Ce type de démarche existe pour la robotique médicale, comme présenté par Nouaille dans [Nouaille, 2009]. Ce découpage s'appuie sur des études réalisées sur différents robots médicaux et à partir de son expérience de conception sur la télé-échographie (Fig. 1.31).

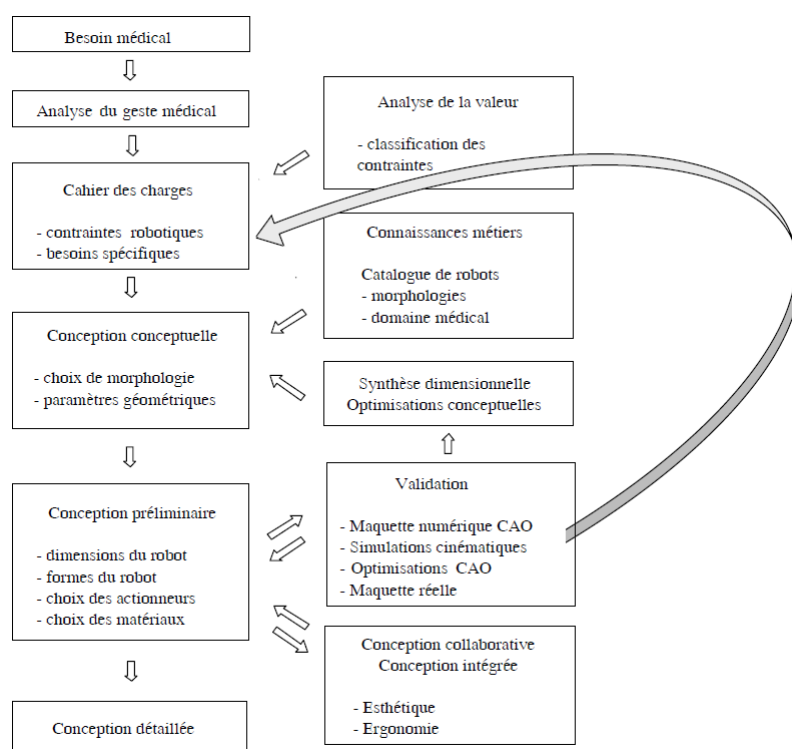


Figure 1.31 – Démarche de conception de robots médicaux proposée par Nouaille dans [Nouaille, 2009, Chapitre 5 p. 152]

Un détail des phases de conception conceptuelle, préliminaire et de conception détaillée est indiqué ci-dessous :

- La phase de conception conceptuelle désigne la synthèse topologique et un pré-dimensionnement de la structure à partir d'une optimisation sur un modèle filaire.
- La phase de conception préliminaire désigne la synthèse dimensionnelle, la synthèse de forme des corps, le choix des matériaux et le choix des actionneurs. L'outil de CAO est utilisé pour simuler l'ensemble d'un point de vue cinématique et pour optimiser la structure au niveau des dimensions et des formes des corps afin de limiter les déformations [Nouaille, 2009, Chapitre 5 p. 153] ; un travail collaboratif mené avec des équipes de design permet de finaliser la maquette numérique en tenant compte de l'esthétique, de l'ergonomie.
- La phase de conception détaillée concerne la création d'un prototype fonctionnel, contraint par les aspects industriels de sa fabrication, de promotion et de distribution.

On voit, dans cette manière de découper le processus, une manière de pallier sa séquentialité : de nombreux retours en arrière sont effectués à l'aide d'outils et on sent que le concepteur souhaite tendre vers une simultanéité.

Appliqué à la conception d'un robot de télé-échographie, l'auteur indique qu'il serait intéressant d'effectuer la conception de la structure mécanique en tenant compte d'autres contraintes, comme les contraintes de commandes et de génération de trajectoires. L'auteur pointe également l'intérêt de revenir en arrière sur le choix des actionneurs en couplant simultanément la synthèse dimensionnelle, la synthèse de forme des corps avec le choix, l'intégration des actionneurs. Ces remarques montrent qu'une prise en compte de l'aspect itératif n'est pas suffisante, il faudrait réaliser une optimisation simultanée stricte, pour par exemple permettre une meilleure intégration physique des actionneurs en choisissant une topologie adéquate de robot tout en jouant sur le positionnement des actionneurs dans la topologie.

A l'aide des exemples de démarches de conception précédentes, nous relevons pour le reste de notre travail les points essentiels suivants :

- Le processus de conception de la structure mécanique du robot est un processus constitué d'étapes, agissant sur la structure et sur l'intégration des composants électriques dans cette structure.
- Certaines parties du processus de conception peuvent être automatisées en formulant un problème d'optimisation, d'autres sont effectuées de manière manuelle.
- Les rétroactions sont nécessaires dans le processus et une manière de limiter ces rétroactions est d'utiliser des outils de simulation.
- On souhaite tendre vers une simultanéité du processus de conception en formulant le processus dans le but de résoudre un problème d'optimisation.

1.2.3.3 Un équilibre entre séquentiel et simultané

Les précédents découpages du processus de conception illustrent bien deux visions : une vision séquentielle ou une vision simultanée. Dans un cas, on vise une simultanéité de manière stricte [Chedmail *et al.*, 1998] et dans un autre, on a une vision séquentielle [Angeles et Park, 2008].

Les deux autres manières d'aborder les processus de conception sont des démarches de conception simultanées [Nouaille, 2009], [Pettersson, 2008] dans le sens où la vision est séquentielle, tout en sachant que le concepteur cherche la simultanéité via une limitation de l'effet itératif du processus.

Pour gagner en compacité et en masse sur une structure conçue dans un environnement très contraint, nous pensons qu'il est nécessaire d'effectuer une simultanéité du processus, de manière stricte, comme dans [Chedmail *et al.*, 1998]. Même si tout le processus ne peut être automatisé, des étapes clés dans la conception pourraient être couplées ; par exemple, on aimerait prévoir l'intégration physique des actionneurs lors de la synthèse dimensionnelle et de la synthèse topologique.

Dans ce manuscrit, nous allons aborder la conception de deux robots médicaux avec une démarche de conception simultanée. Les chapitres 2 et 3 abordent la conception d'un robot de télé-échographie et de chirurgie mini-invasive en ayant une vision essentiellement séquentielle du processus, mais qui tend vers la simultanéité. A partir de ces deux expériences de conception, le chapitre 4 présente plus précisément ce vers quoi nous souhaitons tendre : une conception mécatronique, dans le sens où nous visons une stricte intégration des aspects mécaniques et électriques dans le processus.

1.3 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons montré l'importance d'une démarche de conception appropriée de robots médicaux dans l'optique d'une meilleure acceptabilité de l'outil médical auprès des différents utilisateurs. Concevoir une structure dédiée de robot répond à cet objectif. La compacité et la réduction de la masse de la structure mécanique sont deux aspects importants de la conception, sur lesquels nous nous focalisons.

Une conception simultanée pourrait répondre aux problèmes de compacité et de masse. Deux exemples de conception illustrent l'importance de coupler simultanément des étapes du processus pour atteindre ces deux objectifs de réduction de la compacité et de la masse. Idéalement, il serait intéressant de prévoir l'intégration des composants électriques dans la structure mécanique au tout début du processus. Nous souhaitons ainsi tendre vers une conception mécatronique dans le sens où nous visons la stricte intégration des aspects mécaniques et électriques de la conception d'un robot.

Deux conceptions de robots seront abordées dans le reste du manuscrit. Les chapitres 2 et 3 présentent la démarche de conception simultanée d'un robot de télé-échographie et de chirurgie mini-invasive. De là, nous tendons davantage vers cette simultanée du processus en optimisant dimensions des corps et moto-réducteurs d'un robot de chirurgie mini-invasive, objet du chapitre 4. Nous verrons dans ce même chapitre, le rapport de ces expériences de conception avec la démarche de conception mécatronique. Nous mettrons en avant le besoin d'une méthodologie de conception mécatronique pour réaliser une conception simultanée stricte en robotique médicale.

Démarche de conception simultanée d'un robot de télé-échographie

Résumé:

Ce chapitre présente la synthèse dimensionnelle d'un robot de télé-échographie, effectuée à l'aide d'une démarche de conception simultanée. Un descriptif de l'application médicale est fourni ainsi qu'une rétrospective sur les démarches de conception antérieures pour cette application. L'intérêt d'une conception simultanée est mis en avant, car pour améliorer la compacité du dernier robot de télé-échographie (architecture parallèle), il faudrait formaliser tout le processus de conception. Le problème est uniquement formalisé pour la synthèse dimensionnelle, pour que les dimensions et orientations relatives des corps optimales soient trouvées, pour viser la meilleure compacité et les meilleures performances cinéostatiques. Dans ce sens, il s'agit d'une démarche de conception simultanée. Nous nous intéressons à un robot à structure parallèle à 5 ddl. Les modèles géométriques et cinématiques sont détaillés. L'optimisation est effectuée à l'aide d'une méthode basée gradient. Les résultats de conception de la synthèse dimensionnelle pour les deux démarches (démarche séquentielle et simultanée) sont donnés, puis comparés. A l'issue, nous constatons une amélioration de la compacité de l'ordre de 5% pour des performances cinéostatiques équivalentes. La masse de la structure pourrait être également améliorée en incluant la synthèse de forme des corps et le redimensionnement des éléments de support dans une même optimisation avec la synthèse dimensionnelle. Nous concluons notre chapitre en indiquant les limites d'une conception simultanée.

Sommaire

2.1	La conception de robots de télé-échographie au laboratoire PRISME	39
2.1.1	L'application de télé-échographie	39
2.1.2	Évolution des architectures au PRISME	42
2.1.3	Difficultés rencontrées : le choix d'une architecture parallèle	44
2.2	Besoin en conception simultanée	45

2.2.1	Démarche de conception séquentielle de l'architecture parallèle	46
2.2.2	Démarche de conception simultanée de l'architecture parallèle	48
2.3	Synthèse dimensionnelle avec une démarche séquentielle	48
2.3.1	Présentation du robot de télé-échographie	48
2.3.1.1	Structure cinématique	48
2.3.1.2	Modèles géométriques direct et inverse	49
2.3.1.3	Étude des singularités et jacobienne des orientations	52
2.3.2	Formulation du problème	53
2.3.2.1	Contraintes	53
2.3.2.2	Critère	54
2.3.2.3	Fonction objectif	54
2.3.3	Résultats	54
2.4	Synthèse dimensionnelle avec une démarche de conception simultanée	55
2.4.1	Formulation du problème	55
2.4.1.1	Contraintes	57
2.4.1.2	Critères	60
2.4.1.3	Fonction objectif	61
2.4.2	Résultats	62
2.5	Comparaison entre une démarche séquentielle et une démarche de conception simultanée	64
2.5.1	Comparaison des résultats	64
2.5.2	Perspectives	66
2.6	Conclusion du chapitre	68

2.1 La conception de robots de télé-échographie au laboratoire PRISME

Dans cette section sont présentées la gestuelle médicale de l'échographie ainsi que l'évolution des structures mécaniques des robots conçus au laboratoire PRISME pour effectuer ce geste. L'équipe robotique du laboratoire a récemment fait le choix d'une architecture parallèle pour éviter des problèmes de singularités rencontrés avec les structures sérielles. Pour ce type d'architecture et vu les contraintes de l'application, la mise en place d'une démarche de conception simultanée est utile pour réduire la compacité.

2.1.1 L'application de télé-échographie

L'amélioration des performances informatiques et le développement des technologies réseaux dans les années 90 ont été deux facteurs qui ont rendu possible la mise en place d'opérations médicales à distance, comme l'opération trans-océanique «Lindberg», réalisée en 2001 entre la France et les États-Unis [Challacombe *et al.*, 2003].

La télé-échographie est un autre exemple d'opération à distance, qui consiste à réaliser soit un examen prénatal soit un diagnostic à distance sur un patient situé dans un site isolé ou difficile d'accès, à partir d'un centre médical. L'intérêt de ce type d'opération est de réduire le délai d'intervention et de limiter les frais de déplacement des services médicaux grâce à un examen rapide et peu coûteux. Ce genre de dispositif peut être utilisé dans des zones de désertification médicale, comme par exemple au Pérou ou à Chypre [AdEchoTech2]. Concrètement, un bras robotisé muni d'une sonde d'échographie contrôlé à distance par un médecin, effectue le mouvement demandé et les images échographiques sont instantanément transmises par l'intermédiaire d'un système de communication (Fig. 2.1).

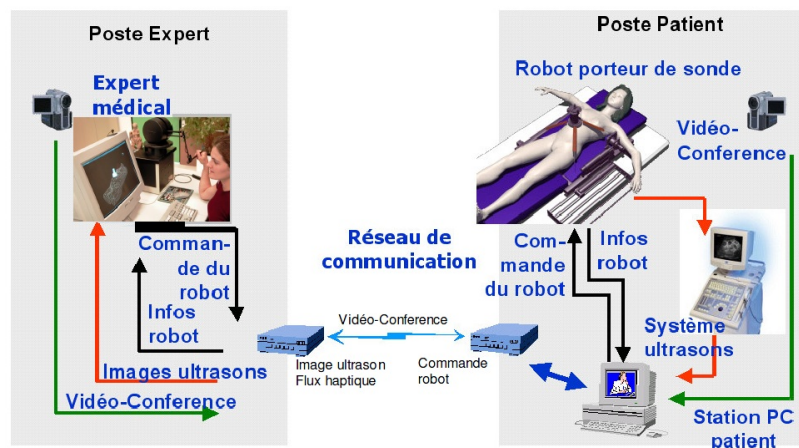


Figure 2.1 – Schéma explicatif de la télé-échographie [Courreges, 2003]

Plusieurs robots de télé-échographie ont été développés durant les 20 dernières années, la plupart de ces robots étant des structures parallèles ou hybrides, dont la partie principale est installée sur la table d'examen, et est muni d'un système robotique porteur pour couvrir l'ensemble des zones du corps du patient [Vilchis, 2001], [Mitsuishi *et al.*, 2001], [Masuda *et al.*,

2001], [Najafi et Sepehri, 2011]. Ces systèmes en action sont représentés ci-dessous figures 2.2, 2.3, 2.4 et 2.5.

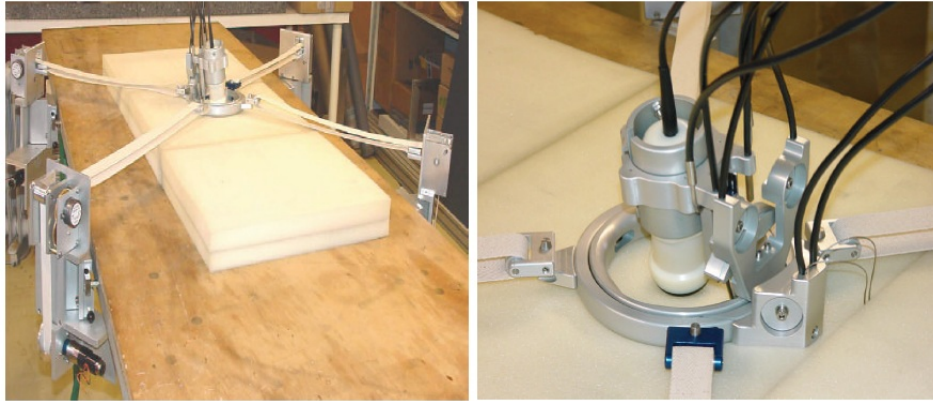


Figure 2.2 – Robot TER [Vilchis, 2001]

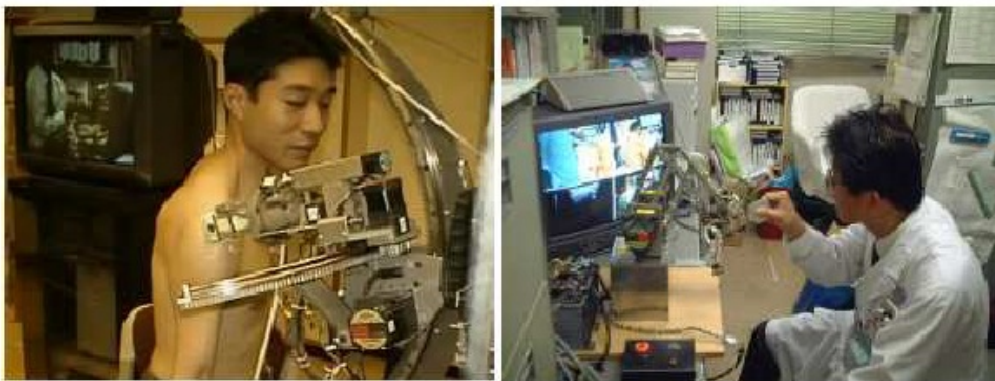


Figure 2.3 – Robot de Mitsubishi [Mitsuishi *et al.*, 2001]

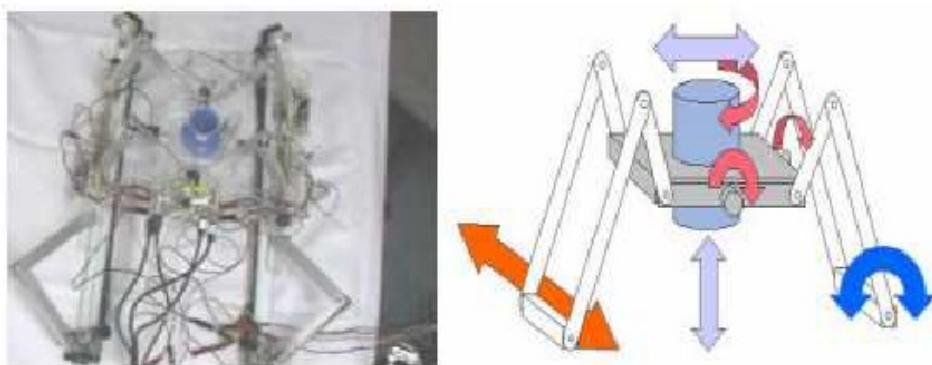


Figure 2.4 – Robot de Masuda [Masuda *et al.*, 2001]

Comme illustré figure 2.6, la technique de manipulation de la sonde est une combinaison en



Figure 2.5 – Robot de Najafi [Najafi et Sepehri, 2011]

tangage, lacet et roulis autour du point de contact entre le patient et la sonde [AlBassit, 2005]. Ces trois mouvements, limités en amplitude, traduisent le fait que la sonde reste située dans un cône. Selon le type d'examen, l'angle au sommet de ce cône varie de 35° à 75° , le maximum étant imposé à 75° comme limite de sécurité.

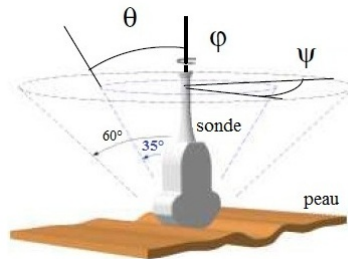


Figure 2.6 – Décomposition des gestes échographiques [AlBassit, 2005]

Une étude menée en 2005 [AlBassit, 2005] montre que l'angle de nutation θ maximal de la sonde pour examiner un organe est de l'ordre de 45° . La valeur nécessaire pour un examen correct est de 35° (Fig. 2.7). Une rotation complète de la sonde autour d'un axe normal à la peau est requise pour effectuer un balayage complet de l'organe (précession ψ de 360°). De plus, un mouvement de rotation propre ϕ est nécessaire. En règle générale, la main du médecin fait rarement plus de 180° de rotation propre. Toutes ces informations constituent le cahier des charges technique minimal lors de la conception d'un robot de télé-échographie.

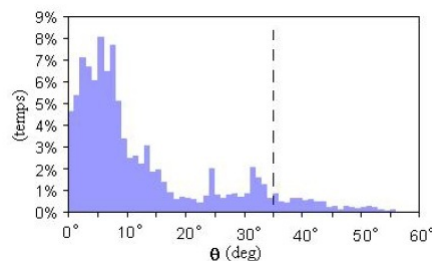


Figure 2.7 – Distribution des mouvements échographiques dans l'espace pendant un examen classique [AlBassit, 2005, Chapitre 2 p. 50]

2.1.2 Évolution des architectures au PRISME

Depuis le premier diagnostic à distance conduit au Népal en 1998 [Gourdon *et al.*, 1999], le laboratoire PRISME de l'Université Orléans a une approche de conception de robot visant la portabilité totale du dispositif : un robot facilement transportable et léger, pouvant être maintenu par une infirmière ou par une personne non qualifiée, repose sur le corps du patient pour effectuer l'opération (Fig. 2.8).



Figure 2.8 – Exemple d'utilisation d'un robot de télé-échographie portable

Plusieurs robots de télé-échographie ont été conçus au laboratoire PRISME ; les premiers ont des architectures sérielles que nous présentons ci-dessous. Six robots de ce type ont été conçus et testés pour reproduire le geste échographique dans l'espace de travail recherché (Fig. 2.9, 2.10, 2.11, 2.12, 2.13 et 2.14). Le dernier robot de type sériel Prosit1 est le résultat d'une optimisation en termes de compacité et de performances cinéostatiques pour déporter les zones singulières problématiques [Nouaille *et al.*, 2010].



Figure 2.9 – Robot Syrtech



Figure 2.10 – Robot Otelol1



Figure 2.11 – Robot Teresa



Figure 2.12 – Robot Otelos



Figure 2.13 – Robot Melody



Figure 2.14 – Robot Prosit1

Toutes ces structures sont basées sur l'architecture d'un poignet sphérique sériel : elles possèdent trois liaisons pivots à axes concourants (Fig. 2.15) définissant un centre de rotation déporté (CRD) et situé en dehors du mécanisme. Ce CRD correspond au point de contact entre le patient et la sonde. Un quatrième ddl (en translation), dit axe Z par abus de langage, permet d'assurer le bon contact sonde/patient ; il est indispensable dans une optique de contrôle en effort.

La difficulté avec ces architectures vient du fait que plusieurs configurations singulières apparaissent lorsque les axes des liaisons appartiennent à un même plan. Les médecins ayant utilisé le dispositif ont souligné le phénomène mais l'acceptent et s'en accommodent. Ce qui est difficilement envisageable sur un robot industriel est possible sur un robot de diagnostic télé-opéré car l'opérateur est «dans la boucle». Ces singularités créent alors de grands mouvements des bras du robot pour de petits mouvements demandés par l'expert, alors que, pendant l'opération, il est crucial que le contrôle du robot soit précis et que les gestes soient simples et correctement reproduits. Autrement en position singulière, le médecin rencontre des difficultés à transformer mentalement les images 2D d'échographie en volume 3D (organe), car le flux des images est discontinu. Des stratégies de contrôle ont été développées depuis [Courreges, 2003] pour éviter ces problèmes et notamment faciliter une reconfiguration du bras robotique.

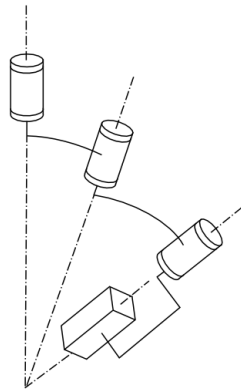


Figure 2.15 – Structure cinématique de base des robots sériels

Néanmoins, l'idéal est de disposer d'une structure dont l'espace conique serait vide de toute singularité.

2.1.3 Difficultés rencontrées : le choix d'une architecture parallèle

Pour pallier ces problèmes, une nouvelle architecture robotique a été choisie à PRISME. Elle s'inspire d'une structure parallèle développée par Salcudean, décrite dans [Salcudean *et al.*, 1999] et d'une autre conçue à l'Université du Manitoba au Canada [Najafi et Sepehri, 2011]. Pour cette dernière, l'architecture est utilisée à la fois pour la structure esclave et pour la structure maître.

La structure du robot conçu à PRISME sur la base de cette architecture, s'appelle Prosit2. Le robot développe un mouvement sphérique comme le robot de Najafi [Najafi et Sepehri, 2011] ; mais pour augmenter son espace de travail, Prosit2 possède un degré de liberté supplémentaire (balayage tangent à la peau), tandis que Najafi a mis l'accent sur l'utilisation d'un robot de type sériel pour déplacer la structure parallèle sur le patient (Fig. 2.16). La différence entre les deux robots se résume à leur utilisation : PRISME a choisi une structure portable, donc a privilégié la légèreté, alors que la structure de Najafi, destinée à être utilisée dans des centres médicaux, ne présente pas cette fonctionnalité de portabilité.

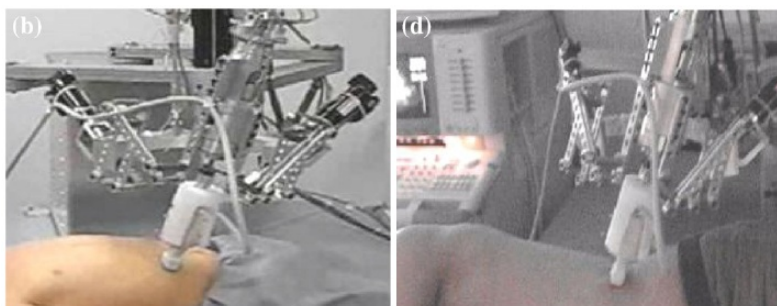


Figure 2.16 – Structure esclave du robot de Najafi utilisée sur deux patients. Sur les deux images, on peut voir la sonde tenue par la structure parallèle, elle-même soutenue par un bras articulé [Najafi et Sepehri, 2011]

Par rapport aux autres robots à architectures sérielles de PRISME, Prosit2 a l'avantage de posséder de bien meilleures performances cinéostatiques car l'architecture est mieux adaptée aux mouvements requis pour l'application : les singularités, toutefois courantes en robotique parallèle, sont en dehors de l'espace de travail. En effet, pour rencontrer une singularité, il faut que les plans des deux pantographes soient coplanaires ou que l'axe de la sonde soit colinéaire avec l'un des deux axes moteurs (Fig. 2.17), ce qui dans tous les cas de figure apparaît quand l'angle de nutation θ est supérieur à 75° , limite maximale imposée par le cahier des charges.

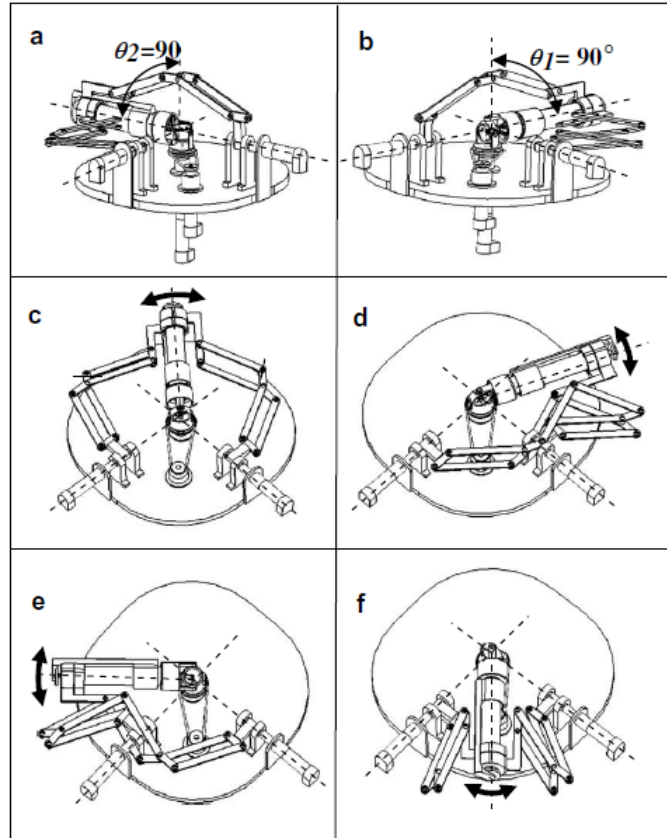


Figure 2.17 – Cas de singularités sur la structure esclave de Najafi, tiré de [Najafi et Sepehri, 2008]

Cependant, l'un des inconvénients majeurs de l'utilisation de cette structure concerne la compacité et la masse. Ces deux points sont critiques dans une conception de robot de télé-échographie visant la portabilité ; on saisit intuitivement que cette structure est plus lourde que les structures précédentes développées à PRISME.

2.2 Besoin en conception simultanée

Nous présentons tout d'abord dans cette section le processus de conception, issu d'une démarche séquentielle pour l'architecture parallèle : une première version de ce robot a été déjà conçue¹ et construite avec cette démarche. Le besoin en conception simultanée du processus est

1. ANR Prosit (2009/2012)

présent pour d'autres applications en robotique parallèle. Nous présentons ensuite une démarche de conception simultanée : seule l'étape de synthèse dimensionnelle est formalisée pour améliorer la compacité du robot parallèle de télé-échographie ; nous concevons une nouvelle structure intitulée Prosit2-Si.

2.2.1 Démarche de conception séquentielle de l'architecture parallèle

Le découpage du processus de conception séquentiel est illustré figure 2.18. Certaines figures de l'évolution CAO du robot ont été reprises de [Nayelli, 2010].

L'étape 1 correspond à la synthèse dimensionnelle, telle que définie dans le chapitre 1, à partir de [Angeles et Park, 2008] : à partir d'un modèle filaire, on dimensionne les paramètres de Denavit-Hartenberg pour avoir les meilleures performances géométriques, cinématique et statiques. Ici, le critère de performance cinéto-statique qui a été utilisé est la dextérité [Gosselin et Angeles, 1989].

Le descriptif des étapes suivantes est indiqué sur la figure. On voit que de nombreuses rétroactions sont effectuées sur les étapes 4, 5 et 6 du processus pour mieux intégrer physiquement les actionneurs, les éléments de transmission et les éléments de support. Après l'étape 6, le concepteur s'est rendu compte de l'apparition de collisions entre le patient et certaines parties du robot. On est donc revenu en arrière dans le processus en ré-effectuant une synthèse dimensionnelle à l'aide d'une optimisation, mais en fixant des limites approximatives sur certains paramètres dimensionnels pour éviter de futures collisions. Cet ajustement effectué de manière manuelle montre qu'une sous-optimalité en compacité peut apparaître.

Les résultats de conception ont montré que la compacité de la structure était importante au regard de la portabilité souhaitée. De plus, cela a aussi un impact indirect sur les performances cinéto-statiques puisqu'on fixe des valeurs approximatives non-optimales qui influencent la compacité ainsi que les performances cinéto-statiques.

D'un point de vue global, la synthèse dimensionnelle joue un rôle important dans la recherche d'une compacité optimale et de meilleurs performances cinéto-statiques dans tout le processus. Pour pallier une sous-optimalité éventuelle, il serait intéressant d'effectuer une synthèse dimensionnelle qui prenne en compte les autres étapes, c'est-à-dire en tenant compte des actionneurs, des éléments de transmission et des éléments de support. Cette non-prise en compte du couplage entre étapes de manière formalisée vient d'une vision séquentielle de la conception, adoptée dans la plupart des conceptions des robots parallèles.

En effet, dans la littérature, beaucoup de travaux ont été faits concernant la synthèse dimensionnelle de robots parallèles et on peut citer de tels cas de conception où la vision est séquentielle [Gosselin, 1985], [Kurtz et Hayward, 1992], [Stock et Miller, 2003], [Bai, 2010], [Lou *et al.*, 2007], [Liu *et al.*, 2000], [Nouaille *et al.*, 2010], [Chablat et Wenger, 2003] et [Qi *et al.*, 2011].

Selon l'application, le critère à optimiser ou la contrainte à respecter désigne la forme et le volume de l'espace de travail, les performances internes de l'espace de travail (indices cinéto-statiques tels que la dextérité ou la manipulabilité) et, dans certains cas, la masse, la raideur de la structure et la compacité quand le modèle existant pour faire l'optimisation est enrichi ou suffisamment détaillé.

Dans tous les cas, le concepteur doit déterminer les limites minimales et maximales de chaque

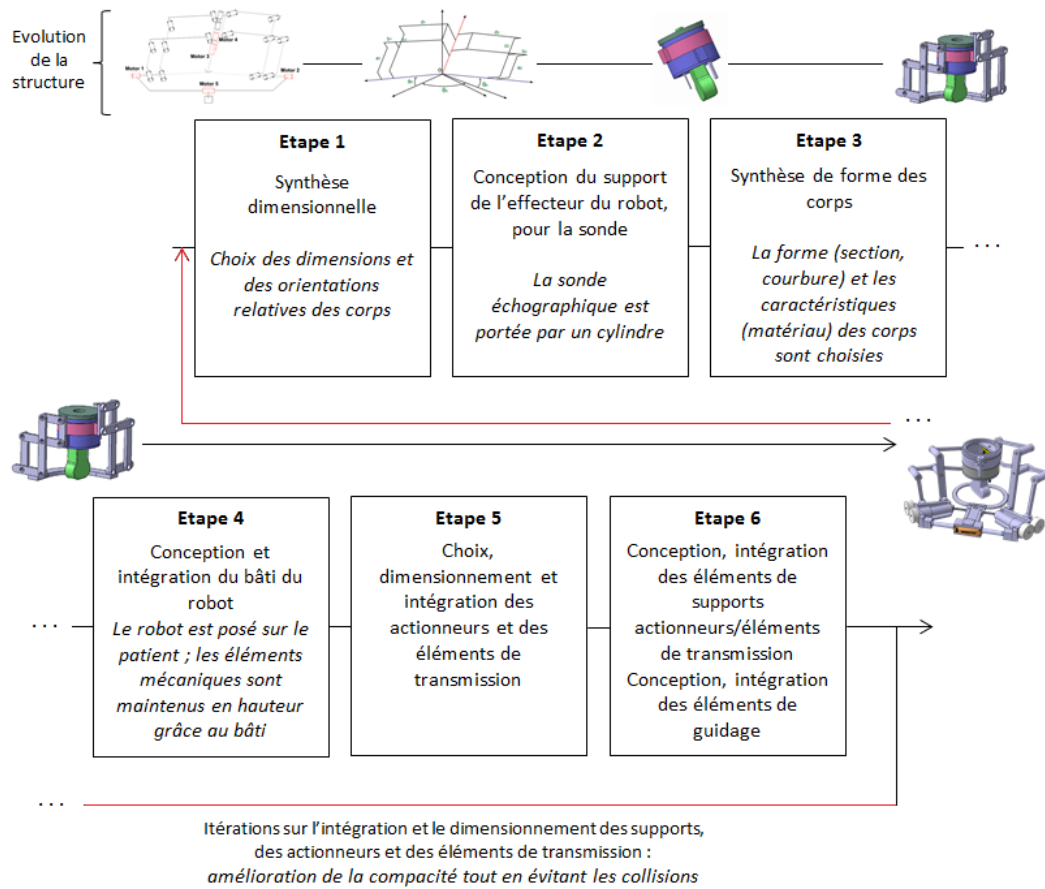


Figure 2.18 – Démarche de conception séquentielle de Prosit2

paramètre de conception lors de cette étape [Merlet, 1997], [Merlet, 2006], [Ketchel et Larochelle, 2008], [Qi *et al.*, 2011], [Lou *et al.*, 2007], ce qui est habituellement fait en tenant compte des collisions internes des éléments de la structure mécanique, en prenant en compte les limitations mécaniques des articulations et en tenant compte des collisions externes dans l'environnement de travail du robot.

Dans certains de ces cas [Merlet, 1997], [Lou *et al.*, 2007], [Qi *et al.*, 2011], le concepteur tient compte de ces collisions. Toutefois, les limites minimales et maximales des paramètres de conception sont déterminées à l'aide d'un modèle simplifié ou non-enrichi du robot : dans [Merlet, 1997] et [Lou *et al.*, 2007], le dimensionnement des corps est effectué en tenant compte de ces interférences, mais seulement entre les corps eux-mêmes, et non entre les corps et les actionneurs parce que ces derniers sont naturellement en dehors de la zone de travail. Dans [Lou *et al.*, 2007], l'épaisseur des corps est prise en compte ce qui n'est pas le cas dans [Merlet, 1997]. Dans [Qi *et al.*, 2011], les collisions entre les corps et les actionneurs sont indirectement prises en compte lors de la conception : les actionneurs linéaires sont intégrés dans les jambes.

Peu d'articles traitent d'une synthèse dimensionnelle de robots parallèles qui tienne compte d'une manière explicite des collisions possibles entre les corps, les actionneurs, les éléments de transmission et les éléments de support avec un modèle de structure mécanique détaillé ;

on peut se douter, comme pour notre robot, que cela est effectué dans une étape postérieure. Cependant, cette non formalisation est issue d'une vision séquentielle de la conception au lieu d'une vision simultanée. L'approche de conception qui en découle pour Prosit2 était la même et cela a un double impact : en fixant des limites approximatives «à la main» sur des paramètres de conception, on ne garantit pas les meilleures performances.

En adoptant une démarche de conception simultanée, on pourrait obtenir de meilleures performances. Dans le cas présent, nous visons la simultanéité entre certaines étapes du processus, comme résumé ci-après :

- L'ajustement des dimensions/orientations relatives des corps a été faite de manière manuelle à l'aide de la CAO. Pour améliorer la compacité et garantir une solution optimale, nous formalisons le problème d'amélioration de la compacité.
- La formalisation prend en compte le problème de couplage entre l'étape d'ajustement des corps et l'étape de dimensionnement, c'est à dire que nous optimisons la compacité et les performances cinéostatiques ; il s'agit d'un problème d'optimisation multi-critères.

2.2.2 Démarche de conception simultanée de l'architecture parallèle

En se basant sur le processus présenté au paragraphe précédent, nous gardons une vision séquentielle de la conception puisque que l'étape de synthèse dimensionnelle tient seulement compte des collisions possibles entre les corps, les actionneurs, les éléments de supports, sans redimensionner ces derniers. C'est une démarche de conception simultanée dans le sens où nous formalisons cette prise en compte. La section suivante présente les résultats de la démarche de conception séquentielle. Dans la section d'après, nous mettrons en oeuvre ce rebouclage en précisant les contraintes/critères associés et en mettant en avant les paramètres de conception couplés entre l'étape de synthèse dimensionnelle et les autres étapes. Une comparaison des résultats entre les deux démarches sera ensuite effectuée.

2.3 Synthèse dimensionnelle avec une démarche séquentielle

Cette section présente la synthèse dimensionnelle du robot Prosit2 avec une démarche séquentielle. La structure mécanique du robot, les modèles géométriques, cinématiques ainsi que la formulation du problème de la synthèse dimensionnelle sont décrits par la suite.

2.3.1 Présentation du robot de télé-échographie

2.3.1.1 Structure cinématique

La structure de Prosit2 possède 5 ddl, et est constituée de deux pantographes qui orientent les angles de nutation θ et de précession ψ de la sonde ; un moteur oriente l'angle de rotation propre ϕ et un autre actionneur déplace la sonde le long de son axe (Fig. 2.19). Prosit2 développe un mouvement similaire à celui généré par la structure de Najafi [Najafi et Sepehri, 2011], mais, pour augmenter son espace de travail, Prosit2 a un ddl supplémentaire créant un déplacement

tangent sur le corps du patient, et un ddl «axe Z » pour assurer le contact sonde/peau. Les cinq actionneurs assurant les 5 ddl sont indiqués sur la figure 2.19. La figure 2.20 représente la structure cinématique du robot.

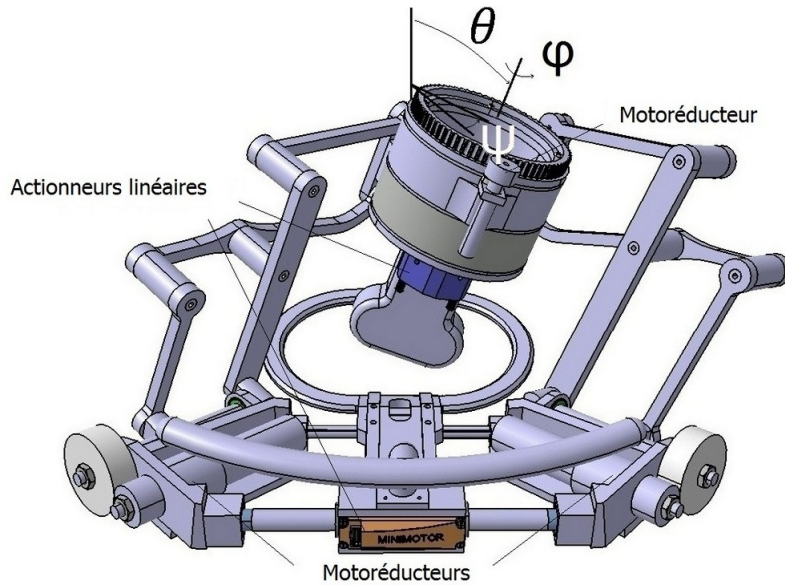


Figure 2.19 – CAO de Prosit2 : 5 ddl (3 orientations, 1 translation tangente, 1 translation « Z »)

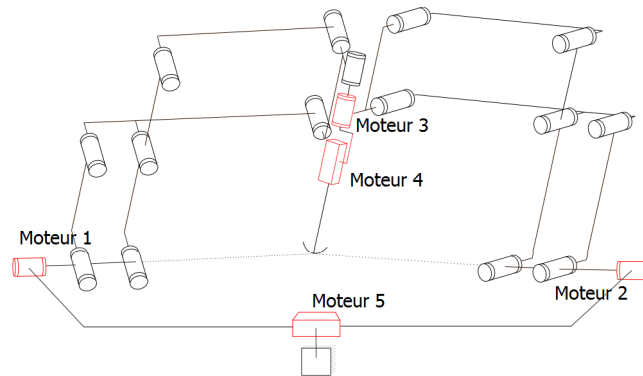


Figure 2.20 – Structure cinématique de Prosit2

2.3.1.2 Modèles géométriques direct et inverse

L'orientation de l'effecteur est paramétrée à l'aide de la convention d'Euler (angles ψ , θ , ϕ) ; ψ selon l'axe Z_0 , θ selon X_ψ et ϕ selon Z_θ (Fig. 2.21). Cette orientation n'est fonction que des 3 premiers paramètres articulaires θ_1 , θ_2 , θ_3 . Les deux mouvements de translation n'ont pas d'effet sur l'orientation de l'effecteur.

Le modèle géométrique direct donne ces angles en fonction des paramètres articulaires θ_1 , θ_2 et θ_3 , et vice-versa pour le modèle inverse. Les deux chaînes géométriques sont orientées par

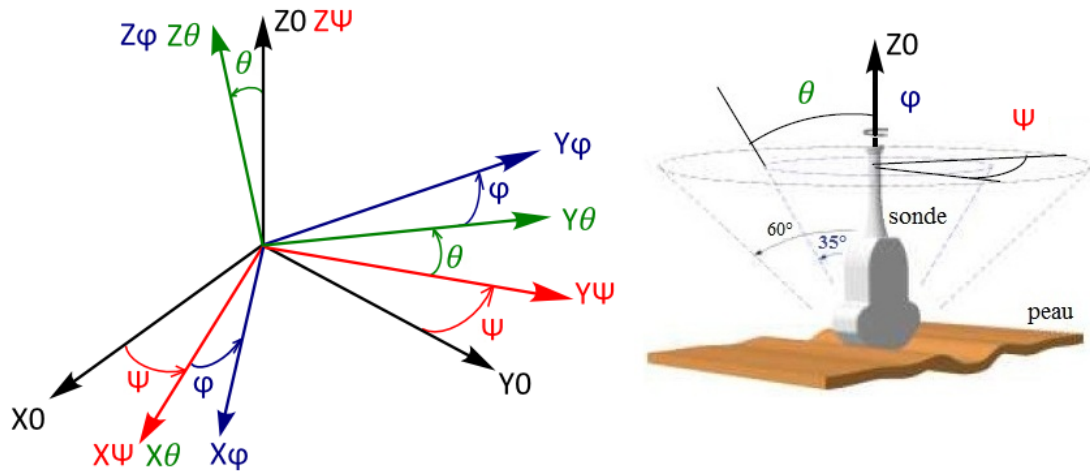


Figure 2.21 – Paramétrage de la sonde avec la convention d'Euler

deux moteurs (θ_1 et θ_2), un troisième moteur contrôle l'orientation propre de la sonde (θ_3). Un quatrième moteur de translation (translation Z selon l'axe de la sonde) et un cinquième moteur de translation (balayage tangent sur la peau) ne rentrent pas en ligne de compte dans l'établissement de ces modèles pour la suite de notre travail, car leurs paramètres sont découplés des autres paramètres dans l'orientation de la sonde.

L'orientation finale de l'axe de la sonde résulte d'une composition de quatre transformations successives (Fig. 2.22) : $\theta_0, \theta_1, \beta_{1p} = \beta_1 - \frac{\pi}{2}$ et θ_4 (relié à θ_3) pour la première chaîne cinématique, $\theta_5 - \frac{\pi}{2}, \theta_0, \theta_2, \beta_{2p} = \beta_2 - \frac{\pi}{2}$ et θ_3 pour la seconde.

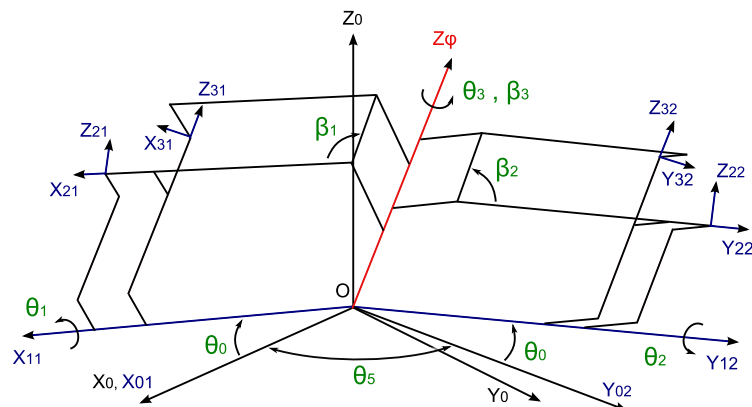


Figure 2.22 – Paramétrage de Prosit2

Les angles θ_{0i} sont des paramètres fixes, les $\theta_i (i = 1..3)$ sont des variables actives et les angles β_i sont passifs. On a $\theta_4 = \theta_3 - \beta_3$, avec β_3 la rotation interne entre les deux chaînes cinématiques. Pour écrire la composition de rotation, nous nous appuierons sur le formalisme de [Khalil et Dombre, 1999, Chapitre 2, p. 41] :

$${}^iR_j = R_{x,\theta} \quad (2.1)$$

Où le repère j s'obtient du repère i en tournant de θ autour de x .

On a dans notre cas, en s'appuyant sur le paramétrage de la figure 2.22 pour la première chaîne cinématique :

$$\begin{aligned} {}^0R_{01} &= I_3 \\ {}^{01}R_{11} &= R_{y_{01}, -\theta_0} \\ {}^{11}R_{21} &= R_{x_{11}, \theta_1} \\ {}^{21}R_{31} &= R_{y_{21}, -\beta_{1p}} \\ {}^{31}R_{41} &= R_{z_{31}, \theta_4} \end{aligned}$$

Et pour la seconde chaîne cinématique, :

$${}^0R_{02} = R_{z_0, \theta_5 - \frac{\pi}{2}} {}^{02}R_{12} = R_{x_{02}, -\theta_0} {}^{12}R_{22} = R_{y_{12}, \theta_2} {}^{22}R_{32} = R_{x_{22}, -\beta_{2p}} {}^{32}R_{42} = R_{z_{32}, \theta_3}$$

On a $R_1 = R_2$, avec $R_1 = {}^0R_{01} {}^{01}R_{11} {}^{11}R_{21} {}^{21}R_{31} {}^{31}R_{41}$, et $R_2 = {}^0R_{02} {}^{02}R_{12} {}^{12}R_{22} {}^{22}R_{32} {}^{32}R_{42}$. L'orientation finale de l'axe de la sonde peut donc s'écrire :

$$Z_\phi = R_1 [0; 0; 1]^T = R_2 [0; 0; 1]^T$$

Dans le but de déterminer la relation entre les paramètres articulaires $(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ et (ψ, θ, ϕ) , il faut éliminer les variables passives de la composition de rotation, i.e. les exprimer en fonction des variables actives. Pour cela, on peut voir que l'orientation Z_ϕ est issue de la composition des matrices de rotation R_1 et R_2 avec Z_0 , et peut être également obtenue par l'intersection du plan P_1 avec P_2 .

P_1 et P_2 sont les deux plans des pantographes, contenant les rotations β_1 et β_2 , qui dépendent de θ_1 et θ_2 . Nous avons :

$$Y_{21} = R_{1\theta_0} R_{\theta_1} Y_0 \text{ et } X_{22} = R_{\theta_5 - \frac{\pi}{2}} R_{2\theta_0} R_{\theta_2} X_0 \quad (2.2)$$

Où Y_{21} et X_{22} sont deux vecteurs perpendiculaires respectivement aux plans P_1 et P_2 . Sachant que :

$$Z_\phi = R_{x_{11}, \theta_1} R_{x_{11}, \theta_1} R_{y_{21}, -\beta_{1p}} R_{z_{31}, \theta_4} Z_0 \quad (2.3)$$

$$Z_\phi = R_{z_0, \theta_5 - \frac{\pi}{2}} R_{x_{02}, -\theta_0} R_{y_{12}, \theta_2} R_{x_{22}, -\beta_{2p}} R_{z_{32}, \theta_3} Z_0 \quad (2.4)$$

Et que l'intersection des plans P_1 avec P_2 crée un segment colinéaire à Z_ϕ , l'équation 2.2 peut donner Z_ϕ :

$$Z_\phi = \frac{X_{22} \wedge Y_{21}}{\|X_{22} \wedge Y_{21}\|} \quad (2.5)$$

Par la suite, β_{1p} et β_{2p} peuvent être déterminés par les équations 2.5, 2.3 et 2.4.

Ainsi, comme $R_{Euler} = R_1 = R_2$, les angles d'Euler ψ, θ, ϕ peuvent être déterminés en fonction de θ_1, θ_2 et θ_3 , avec :

$$R_{Euler} = \begin{pmatrix} c\psi c\phi - s\psi c\theta s\phi & -c\psi s\phi - s\psi c\theta c\phi & s\psi s\theta \\ c\psi c\theta s\phi + s\psi c\phi & c\psi c\theta c\phi - s\psi s\phi & -c\psi s\theta \\ s\theta s\phi & s\theta c\phi & c\theta \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Finalement, le modèle direct s'écrit comme suit, où $R_i(j,k)$ correspond au terme de la j^{eme} ligne et k^{eme} colonne de la matrice i :

$$\begin{aligned}\psi &= \text{atan2}(R_1(1,3), -R_1(2,3)) \\ \theta &= \text{acos}(R_1(3,3)) \\ \phi &= \text{atan2}(R_1(3,1), R_1(3,2))\end{aligned}\tag{2.7}$$

Le modèle inverse est déterminé avec une méthode analogue, plus facilement, comme expliqué en annexe 4.4.

2.3.1.3 Étude des singularités et jacobienne des orientations

Du fait de la présence de 2 ddl en translation, la jacobienne des orientations n'est fonction que des paramètres articulaires $\theta_1, \theta_2, \theta_3$. C'est ce modèle que nous développons ci-dessous. Le modèle cinématique direct donne la relation entre les vitesses angulaires articulaires et les vitesses de l'effecteur. Pour les deux chaînes cinématiques nous avons :

$$\begin{aligned}\dot{X} &= [\Omega_x \ \Omega_y \ \Omega_z]^T = J_\omega [\dot{\theta}_1 \ \dot{\theta}_2 \ \dot{\theta}_3]^T = J_\omega \dot{q} \\ \Omega &= \dot{\theta}_1 X_{11} + \dot{\beta}_{1p} Y_{21} + \dot{\theta}_4 Z_\phi \\ &= \dot{\theta}_2 Y_{12} + \dot{\beta}_{2p} X_{22} + \dot{\theta}_3 Z_\phi\end{aligned}\tag{2.8}$$

Nous projetons les deux équations de 2.8 sur des vecteurs spécifiques pour éliminer les variables passives $\dot{\beta}_{2p}, \dot{\beta}_{1p}$ et $\dot{\theta}_4$:

$$\begin{aligned}\Omega.X_{31} &= \dot{\theta}_1 X_{11}.X_{31}, \Omega.Y_{22} = \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 Z_\phi.Y_{22} \\ \Omega.Z_{22} &= \dot{\theta}_3 Z_{22}.Z_\phi + \dot{\theta}_2 Y_{12}.Z_{22}\end{aligned}$$

Avec $X_{31} = X_{21}$, un vecteur appartenant au plan P_1 , perpendiculaire à Y_{21} et Z_ϕ , $Y_{12} = Y_{22}$ l'axe du moteur 2 perpendiculaire à X_{22} . Sous la forme matricielle $A\dot{X} + B\dot{q} = 0$, nous avons :

$$A = \begin{pmatrix} X_{31}^T \\ Y_{22}^T \\ Z_{22}^T \end{pmatrix} \text{ et } B = - \begin{pmatrix} X_{31}.X_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & Z_\phi.Y_{22} \\ 0 & Y_{22}.Z_{22} & Z_{22}.Z_\phi \end{pmatrix}$$

Le robot rencontre une singularité de type parallèle ou de type sériel lorsque le rang de la matrice respectivement A ou B chute. Pour A, X_{31} appartient au plan P_1 et est perpendiculaire à Z_{phi} ; Y_{22} et Z_{22} appartiennent au parallélogramme P_2 . Le déterminant de A est donc nul quand P_1 est parallèle à P_2 , c'est à dire lorsque les vecteurs Z_ϕ, X_{11} et Y_{12} appartiennent au même plan. Pour B, le déterminant est nul lorsque X_{31} est perpendiculaire à X_{11} , c'est à dire si $Z_{31} = Z_\phi$ est colinéaire à X_{11} , autrement dit si l'axe de la sonde est colinéaire à l'axe du moteur 1. Une autre singularité apparaît pour B lorsque le déterminant de B_s est égal à zéro, avec :

$$B_s = - \begin{pmatrix} 1 & Z_\phi.Y_{22} \\ Y_{12}.Z_{22} & Z_{22}.Z_\phi \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} Y_{22}^T \\ Z_{22}^T \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y_{22} & Z_\phi \end{pmatrix} = B_{s1} B_{s2}$$

On a $Y_{12} = Y_{22}$ (Fig. 2.22), car la barre parallèle du pantographe de droite reste parallèle à l'axe actionneur de droite. La dimension de B_s est 2×2 , B_{s1} est 2×3 et B_{s2} est 3×2 . B_{s1} et B_{s2} peuvent être exprimés dans $R_{P_2} = (0, x_{12}, y_{12}, z_{12})$ et réécrites comme des matrices 2×2 , sans changer le résultat final B_s , car les composants en abscisse des vecteurs B_{si} , sont nuls.

On a $Y_{12} = Y_{22}$ (Fig. 2.22), car la barre parallèle du pantographe de droite reste parallèle à l'axe actionneur de droite. La dimension de B_s est 2×2 , B_{s1} est 2×3 et B_{s2} est 3×2 . B_{s1} et B_{s2} peuvent être exprimés dans $R_{P_2} = (0, x_{12}, y_{12}, z_{12})$ et réécrites comme des matrices 2×2 , sans changer le résultat final B_s , car les composants en abscisse des vecteurs B_{si} , sont nuls.

Par exemple, $Z_{22R_{P_2}} = [Z_{22x} \ Z_{22y} \ Z_{22z}]^T = [0 \ Z_{22y} \ Z_{22z}]^T$. Le déterminant de B_s est donc $\det(B_s) = \det(B_{s1}B_{s2}) = \det(B_{s1})\det(B_{s2}) = 0$. Les conditions de singularité sont alors plus aisées à trouver : le déterminant de B_{s1} n'est jamais nul et le déterminant de B_{s2} est nul quand $Y_{12} = Z_\phi$, c'est à dire quand l'axe de la sonde est colinéaire à l'axe du moteur 2.

La sous-section suivante présente la formulation de la synthèse dimensionnelle du robot Prosit2, lors du processus de conception séquentiel.

2.3.2 Formulation du problème

2.3.2.1 Contraintes

Une étude [AlBassit, 2005] indique que l'ensemble des orientations les plus fréquentes et nécessaires à l'examen d'un organe sont obtenues quand la sonde est dans un cône de demi-angle au sommet égal à 45° , sachant que la limite est fixée à 75° pour éviter les collisions avec le patient ; cette seconde valeur sera prise en compte indirectement, en tant que contrainte, dans l'écriture du critère.

D'autre part, dans l'optique d'éviter les collisions entre les actionneurs, les éléments de supports et le patient, la limite angulaire imposée après rétroaction sur le processus de conception (cf. section précédente) a été imposée sur l'orientation des axes actionneurs ; cette limite a été fixée à 12° sur les angles θ_0 (Fig. 2.23). Comme dans la littérature concernant la synthèse dimensionnelle de robots parallèles, on se ramène à imposer une limite approximative sur les paramètres dimensionnels.

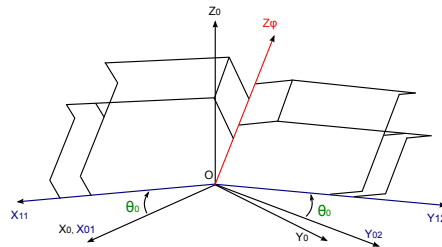


Figure 2.23 – Orientation des deux premiers axes actionneurs

Cette contrainte géométrique sera notée $cg_1(X) = 0$, X correspondant aux paramètres de conception θ_0 et θ_5 de l'étape.

2.3.2.2 Critère

Une étude [Nouaille, 2009] indique que le robot doit suivre une trajectoire continue : l'espace de travail ne doit pas contenir de singularité [AlBassit, 2005]. Pour répondre à cet objectif dans l'étape de synthèse dimensionnelle, nous utilisons le critère de performance cinétostatique se basant sur la dextérité tel que défini par Gosselin dans [Gosselin et Angeles, 1989] et détaillé ci-dessous :

$$\frac{1}{D} = \frac{1}{\text{Nombre de conditionnement de } J_\omega} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (2.9)$$

Ce critère est local et lorsque sa valeur tombe à zéro, le robot rencontre une position singulière. A partir de cet indice, nous avons défini le minimum de dextérité (MinD) et l'indice de dextérité moyen (IDM) pour évaluer la performance cinétostatiques de Prosit2 sur l'espace de travail E_t , où E_t est défini comme étant l'espace conique de 45° d'angle d'incidence. De cette manière, nous tenons compte indirectement de la contrainte d'espace de travail.

$$IDM = \eta = \frac{\int_{E_t} \frac{1}{D} dE_t}{\int_{E_t} dE_t} \quad (2.10)$$

$$MinD = \min_{E_t} \left(\frac{1}{D} \right)$$

L'IDM représente la moyenne de la dextérité sur l'espace de travail et MinD le pire des cas de 2.9 sur E_t . L'IDM et le MinD sont des indices homogènes. A partir de ces deux indices, nous définissons notre critère de performance principal $P_{Dextérité}$. Dans l'écriture de ce critère, nous avons considéré un poids égal entre les deux indices :

$$P_{Dextérité} = \frac{(IDM + MinD)}{2} \quad (2.11)$$

2.3.2.3 Fonction objectif

En utilisant la méthode de descente de gradient de Matlab *fmincon*, nous avons cherché à minimiser la fonction objectif suivante (d'où le signe $-$ affectué à $P_{Dextérité}$).

$$\begin{aligned} \min f(X) \text{ sujet à } cg_1(X) &= 0 \\ \text{avec } f(X) &= -P_{Dextérité} \end{aligned} \quad (2.12)$$

La fonction objectif ne dépend que des paramètres angulaires θ_0 et θ_5 , formant le vecteur des paramètres de conception X .

2.3.3 Résultats

Les résultats d'optimisation sont indiqués dans les tableaux 2.1 et 2.2.

Les résultats de la synthèse dimensionnelle ont ensuite servi à la conception finale du robot ; un angle de 90° a été considéré entre les deux parallélogrammes. Une photo de Prosit2 conçu avec cette démarche séquentielle est donnée figure 2.24. Des problèmes de compacité et de poids apparaissent : la structure (poignée de maintien comprise) pèse au total 6kg, ce qui est important pour l'application.

Tous ces travaux ont fait l'objet d'une publication [Drouin *et al.*, 2011]. La section suivante présente la synthèse dimensionnelle de ce robot, avec une démarche de conception simultanée.

Paramètres	Valeurs (°)
θ_0	12
θ_5	89

Tableau 2.1 – Résultats d’optimisation avec la démarche séquentielle

IDM	$MinD$	$P_{Dextérité}$
0,295	0,659	0,4777

Tableau 2.2 – Performances du prototype Prosit2

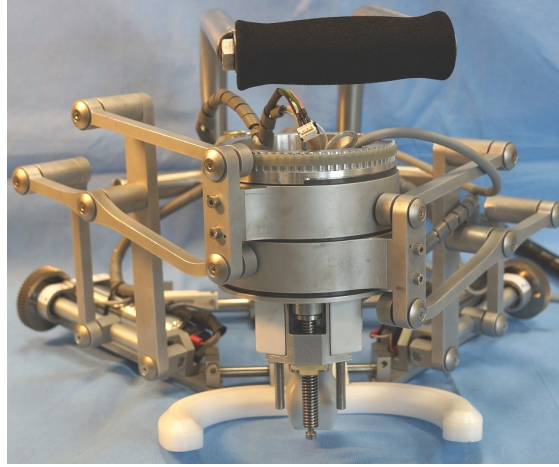


Figure 2.24 – Robot Prosit2, conçu avec la démarche séquentielle

2.4 Synthèse dimensionnelle avec une démarche de conception simultanée

2.4.1 Formulation du problème

Le but de la nouvelle synthèse dimensionnelle est d’améliorer la compacité et les performances cinéostatiques, en respectant les contraintes de volume sur l’espace de travail et en tenant compte des collisions possibles entre les corps, les actionneurs, les éléments de transmission et de supports. Cette étape est réalisée à l’aide d’une optimisation.

Nous définissons deux types de paramètres : les paramètres internes et les paramètres externes. Les paramètres de conception internes sont les longueurs a_i , b_i , c_i , d_i ($i = 1,2$) ainsi que les angles θ_0 , θ_5 , énumérés à l’aide du modèle cinématique, avec $J = A^{-1}B$ et du modèle filaire (Fig. 2.25).

Ces paramètres définissent le vecteur de conception interne à l’étape 1 de synthèse dimensionnelle :

$$X_{int} = [a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2, d_1, d_2, \theta_0, \theta_5]^T$$

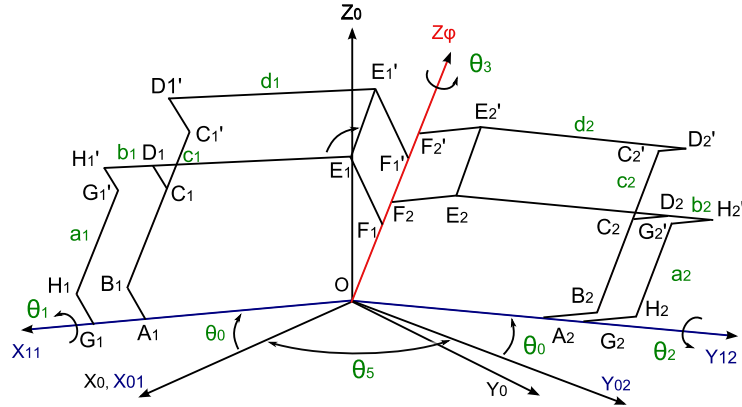


Figure 2.25 – Modèle filaire : paramètres de conception internes de la synthèse dimensionnelle

Avec :

$$a_i = Hi'Gi, b_i = HiDi, c_i = CiCi', d_i = Di'Ei, \theta_0 = (\widehat{X_{01}}, \widehat{X_{11}}) = (\widehat{Y_{02}}, \widehat{Y_{12}}), \theta_5 = (\widehat{X_0}, \widehat{Y_{02}}).$$

Les autres paramètres de conception (externes du point de vue de l'étape) ayant un impact sur la compacité et sur les performances cinéto-statiques sont pris en compte dans la synthèse dimensionnelle et définissent le vecteur de conception X_{ext} :

$$X_{ext} = [X_{corps}^T, X_{actio}^T, X_{trans}^T, X_{support}^T]^T.$$

X_{corps} , X_{actio} , X_{trans} et $X_{support}$ correspondent respectivement aux paramètres de forme, de position et d'orientation des actionneurs, des éléments de transmission et des supports ainsi qu'aux paramètres de forme des corps.

Une représentation physique du modèle est donnée figure 2.26. C'est une représentation enrichie du schéma filaire classique (Fig. 2.25). Le rayon du cylindre dépend de la taille de la sonde ; c'est un paramètre fixe, appartenant au vecteur $X_{support}$.

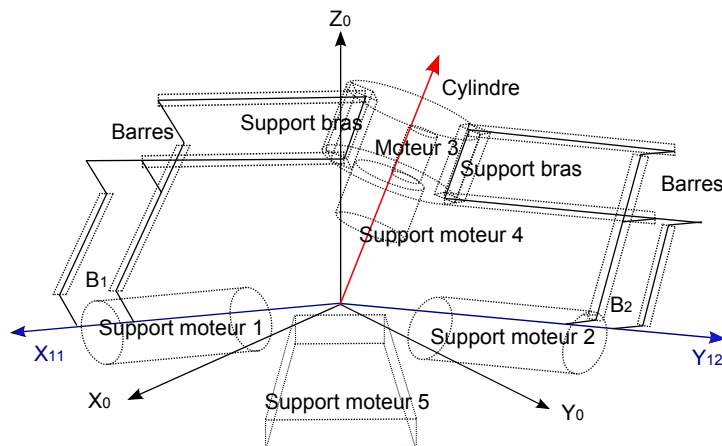


Figure 2.26 – Modèle filaire enrichi : structure du robot avec ses composants essentiels

Les paragraphes suivants décrivent les contraintes d'optimisation et donnent les critères de performance.

2.4.1.1 Contraintes

Comme énoncé précédemment, l'espace de travail correspond à un cône de demi-angle au sommet égal à 45° .

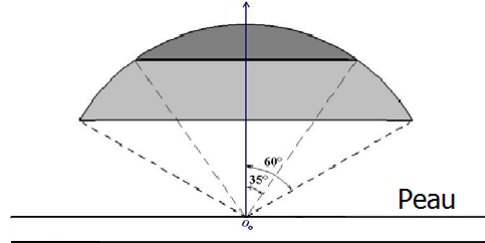


Figure 2.27 – Espace de travail conique pour l'échographie [AlBassit, 2005]

L'écriture de contraintes géométriques établit les relations entre les paramètres du vecteur de conception interne X_{int} de l'étape 1 et les paramètres externes des autres étapes X_{ext} . Ces contraintes sont divisées en trois catégories : les contraintes géométriques, linéaires et non-linéaires correspondant aux collisions possibles représentées figures 2.28, 2.29, 2.30, 2.31, 2.32, 2.33 et 2.34.

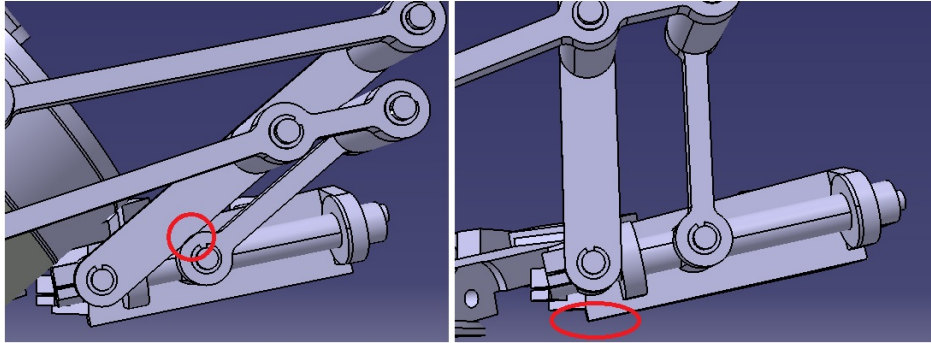


Figure 2.28 – Collisions entre les deux barres latérales (gauche) ; entre le patient et le support moteur 1 (droite)

Le but de la synthèse dimensionnelle est de concevoir un robot aussi compact que possible, avec les meilleures performances cinétostatiques possibles, en tenant compte du couplage entre tous ces paramètres de conception. Dans la formulation du problème, le respect du cahier des charges technique minimal (cône de 45°) a été pris implicitement en compte dans la synthèse dimensionnelle : toutes les contraintes de conception ont été écrites pour un angle de 45° . Les 3 contraintes géométriques cg_i et les 12 contraintes de collisions cc_i sont énumérées ci-après :

1. $cg_1(a_i, c_i, X_{trans}^T) = 0$ est une condition de fermeture géométrique
2. $cg_2(d_1, d_2) = 0$ est la condition de parallélisme des deux pantographes : $d_1 = d_2$
3. $cg_3(\theta_0, b_i, X_{corps}^T, X_{actio}^T) = 0$ est une contrainte d'égalité.
4. $cc_{1_i}(\theta_0, \theta_5, b_i, X_{corps}^T) \geq 0$ correspond à la collision entre les deux barres latérales des pantographes (Fig. 2.28).

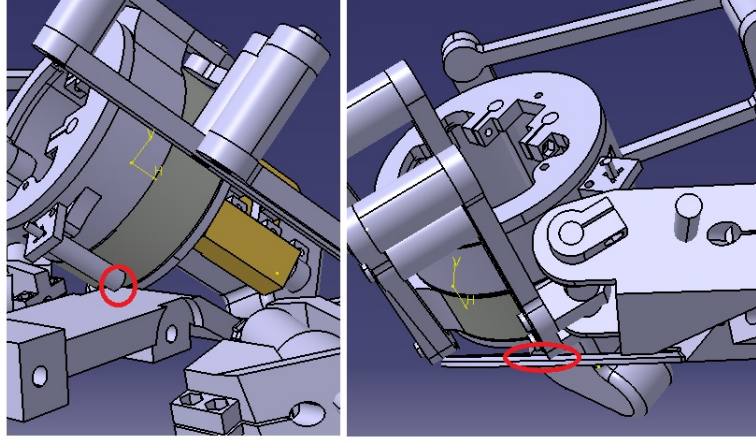


Figure 2.29 – Collisions entre le moteur 3/le support moteur 5 (gauche) et entre l'excentrique B_i /le patient (droite)

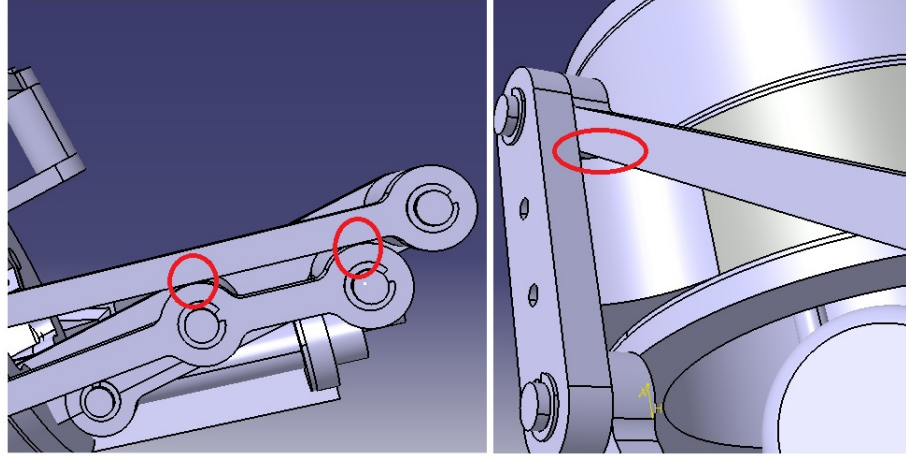


Figure 2.30 – Collisions entre les barres latérales des deux pantographes (gauche) et entre les barres latérales des deux pantographes/le cylindre (droite)

5. $cc_2(\theta_0, \theta_5, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$ est la collision entre le support moteur 1-2 et le patient (Fig. 2.28).
6. $cc_3(\theta_0, \theta_5, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$: la collision entre le moteur 3 et le support moteur 5 : nous déterminons la distance entre les points inférieurs du moteur 3 et la surface S_5 du support moteur 5 (Fig. 2.29).
7. $cc_{4_i}(\theta_0, \theta_5, d_i, X_{support}^T) \geq 0$ définit deux contraintes non-linéaires identiques pour les deux pantographes et correspondent aux collisions entre les points B_i et le patient (Fig. 2.29).
8. $cc_{5_i}(\theta_0, \theta_5, c_i, X_{corps}^T) \geq 0$ correspond à la collision entre les deux barres horizontales des pantographes (Fig. 2.30).
9. $cc_6(a_1, X_{support}^T) \geq 0$ définit la collision entre le support du bras le plus proche du patient et le patient. Dans le pire des positions, nous évaluons la distance entre le support de bras de la chaîne 1 et le patient sur l'axe Z_0 pour $\theta = 45^\circ + \vartheta$ (Fig. 2.30).
10. $cc_{7_i}(\theta_0, \theta_5, d_i, X_{corps}^T, X_{support}^T) \geq 0$ est la collision entre les barres latérales des deux panto-

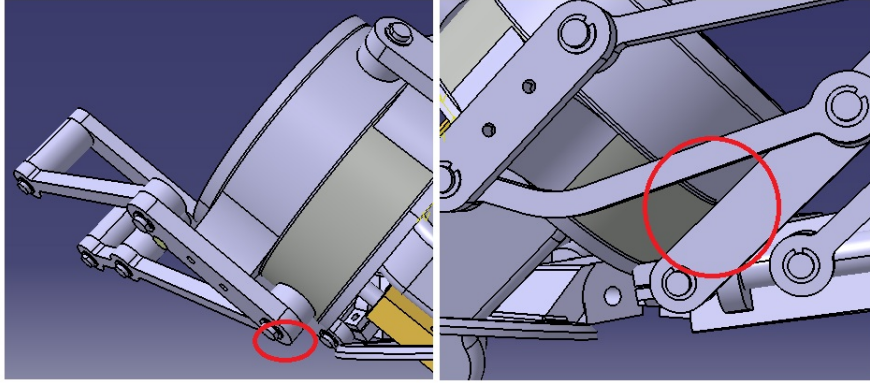


Figure 2.31 – Collisions entre le support moteur 1-2/le patient (gauche) et entre les barres horizontales des deux pantographes (droite)

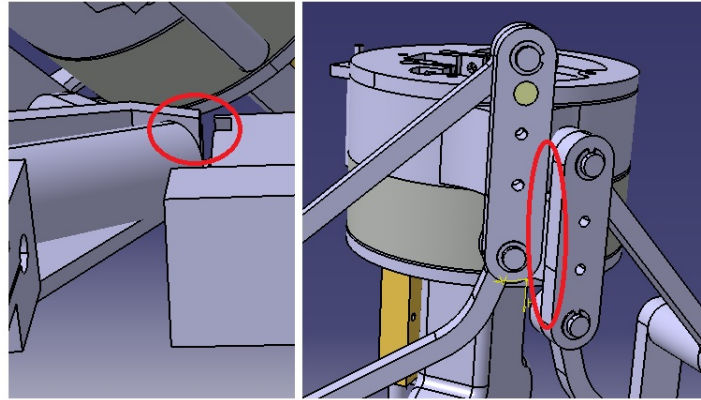


Figure 2.32 – Collisions entre le support moteur 5/les supports moteurs 1-2 (gauche) et entre les deux supports de bras (droite)

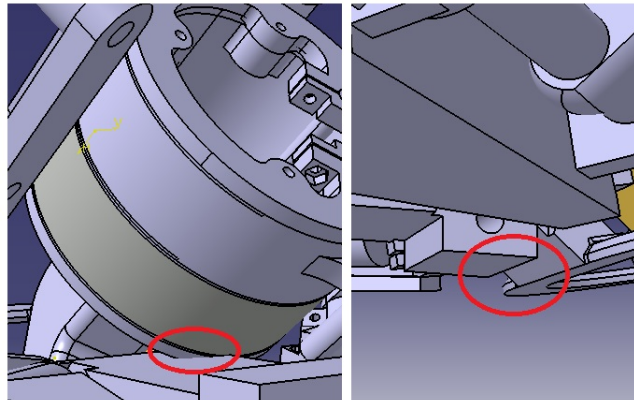


Figure 2.33 – Collisions entre le cylindre/le support moteur 5 (gauche) et entre le support moteur 5/le patient (droite)

graphes et le cylindre (Fig. 2.31).

11. $cc_8(\theta_0, \theta_5, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$ correspond à la collision entre le support moteur 5 et les

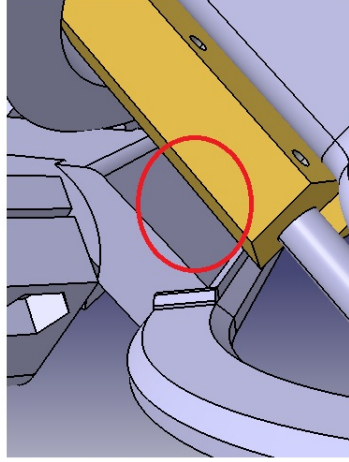


Figure 2.34 – Collision entre le support moteur 4/le support moteur 5

supports moteurs 1-2. La distance calculée entre le support du moteur 5 et le support du moteur 2 doit être au moins la moitié de la course minimale de l'actionneur linéaire (Fig. 2.31).

12. $cc_9(\theta_5, X_{support}^T) \geq 0$ correspond à la collision entre les deux supports de bras (Fig. 2.32).
13. $cc_{10}(\theta_0, \theta_5, a_1, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$ est la collision entre le cylindre et le support du moteur 5 (Fig. 2.32).
14. $cc_{11}(\theta_0, \theta_5, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$ est la collision entre le support du moteur 5 et le patient (Fig. 2.33).
15. $cc_{12}(\theta_0, \theta_5, d_1, X_{actio}^T, X_{support}^T) \geq 0$ est la collision entre le support du moteur 4 et le support de moteur 5 (Fig. 2.33).

Après avoir défini les relations entre les paramètres de conception, le paragraphe suivant présente les critères de performances considérés pour notre synthèse dimensionnelle.

2.4.1.2 Critères

Critères cinétostatiques : pour la synthèse dimensionnelle, nous allons utiliser le critère de performance cinétostatique qui a été une première fois utilisé lors du processus de conception avec une démarche séquentielle.

$$\frac{1}{D} = \frac{1}{\text{Nombre de conditionnement de } J_\omega} = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (2.13)$$

Nous avons ensuite défini le minimum de dextérité et l'indice de dextérité moyen pour évaluer la performance cinétostatiques de Prosit2-Si sur l'espace de travail Et .

$$\begin{aligned} IDM = \eta &= \frac{\int_E t \frac{1}{D} dEt}{\int_E t dEt} \\ MinD &= \min_{Et} \left(\frac{1}{D} \right) \end{aligned} \quad (2.14)$$

A partir de ces deux indices, nous définissons notre critère de performance pour l'optimisation $P_{Dextérité}$:

$$P_{Dextérité} = -\frac{(IDM + MinD)}{2} \quad (2.15)$$

Critère de compacité : la compacité du robot est l'autre critère de performance. Nous avons défini la compacité du robot comme étant la moyenne des grandeurs Cx et Cy , homogènes à des longueurs ; ces longueurs correspondent aux projections des surfaces balayées par les pièces mécaniques du robot en mouvement dans l'espace Et , sur respectivement l'axe X_0 et l'axe Y_0 . La compacité est détaillée équation 2.16 :

$$\begin{aligned} X_{min} &= \min(OC1'_{xmin}, OC2'_{xmin}, \dots OH2'_{xmin}) \\ X_{max} &= \max(OC1'_{xmax}, OC2'_{xmax}, \dots OH2'_{xmax}) \\ Y_{min} &= \min(OC1'_{ymin}, OC2'_{ymin}, \dots OH2'_{ymin}) \\ Y_{max} &= \max(OC1'_{ymax}, OC2'_{ymax}, \dots OH2'_{ymax}) \end{aligned} \quad (2.16)$$

OPi_{xmax} , $P = C, D, E \dots H$ indique la position maximale du point P' le long de l'axe X_0 . La compacité selon l'axe X_0 est :

$$Cx = X_{max} - X_{min} \quad (2.17)$$

Et la compacité selon l'axe Y_0 est :

$$Cy = Y_{max} - Y_{min} \quad (2.18)$$

Le critère de compacité final pour la synthèse dimensionnelle est indiqué comme suit :

$$P_{Compacité} = \frac{Cx + Cy}{2} \quad (2.19)$$

2.4.1.3 Fonction objectif

Dans la synthèse dimensionnelle, nous avons des paramètres de conception qui ont une influence directe sur la compacité et les performances cinétostatiques. Nous cherchons donc à minimiser la valeur d'une fonction f , définie comme étant une agrégation du critère de compacité et du critère cinétostatique : il s'agit d'une optimisation multi-critères.

Dans l'optique d'utiliser une méthode d'optimisation basée gradient pour minimiser la valeur de f , il faut remarquer que $P_{Compacité}$ est une fonction de l'espace des paramètres, non-convexe : les X_{min} , X_{max} , Y_{min} et Y_{max} peuvent commuter d'un point OPl à un autre, dont les gradients sont très différents.

Le critère de compacité est donc ré-écrit à l'aide de nouvelles variables γ_k ($k = 1..4$) introduites dans l'optimisation. Le nouveau critère de compacité est indiqué ci-dessous :

$$P_{Compacité} = \frac{\gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3 + \gamma_4}{2} \quad (2.20)$$

Les γ_l doivent respecter les contraintes $col_k(X)$ suivantes :

$$\begin{aligned} col_1(X) &= OPl_{xmin}(X) + \gamma_1 \geq 0 \\ col_2(X) &= -OPl_{xmax}(X) + \gamma_2 \geq 0 \\ col_3(X) &= OPl_{ymin}(X) + \gamma_3 \geq 0 \\ col_4(X) &= -OPl_{ymax}(X) + \gamma_4 \geq 0 \end{aligned} \quad (2.21)$$

Avec :

$$\begin{aligned} OPl_{xmin}(X) &= \min(OC1'_{xmin}, OC2'_{xmin}, \dots, OH2'_{xmin}) \\ OPl_{xmax}(X) &= \max(OC1'_{xmax}, OC2'_{xmax}, \dots, OH2'_{xmax}) \\ OPl_{ymin}(X) &= \min(OC1'_{ymin}, OC2'_{ymin}, \dots, OH2'_{ymin}) \\ OPl_{ymax}(X) &= \max(OC1'_{ymax}, OC2'_{ymax}, \dots, OH2'_{ymax}) \end{aligned} \quad (2.22)$$

De cette manière, on élimine les $\min()$ et $\max()$ du critère et la formulation du problème évite la non convergence de l'optimisation. Ainsi, la routine d'optimisation trouve la solution optimale X qui minimise les γ_k . Les γ_k trouvés correspondent à la valeur la plus faible du point de position OPl pour les directions correspondantes X_0 et Y_0 ($i = 1, 2$), avec $P'_l = C'_i, D'_i, E'_i, F'_i, G'_i, H'_i$ ($i = 1, 2$).

Le problème d'optimisation a ensuite été formulé de la sorte, avec N_i ($i = 1..2$), deux coefficients de normalisation entre critères (N_1 est homogène à une $Longueur^{-1}$ et N_2 est un scalaire) et α un coefficient de pondération entre les deux critères, $\alpha = [0, 1]$:

$$\begin{aligned} \min \gamma(X) \text{ sujet à } &cg_j(X) = 0 \text{ (} j = 1..3 \text{) et } cc_k(X) \geq 0 \text{ (} k = 1..12 \text{)} \\ &\text{avec } \gamma(X) = \alpha(\gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3 + \gamma_4)N_1 - (1 - \alpha)P_{Dextérité}N_2 \end{aligned} \quad (2.23)$$

En utilisant la méthode de descente de gradient de Matlab *fmincon*, nous minimisons γ avec des conditions d'inégalités satisfaites.

2.4.2 Résultats

Les résultats d'optimisation du robot Prosit2-Si sont indiqués figure 2.35, dans le plan ($P_{Dextérité}$, $P_{Compacité}$).

Les deux critères de compacité et cinétostatique étant antagonistes, nous avons un front de Pareto dont chaque point est obtenu en faisant varier les paramètres $\alpha = [0; 1]$. Sur la figure, la solution particulière 1 représente la solution où les performances cinétostatiques sont minimisées, la solution particulière 2 est la solution où les performances cinétostatiques sont maximisées et où la compacité relâchée et la solution particulière 3 représente la solution où il y a un compromis entre les deux critères, c'est à dire quand on a des variations relatives opposées équivalentes comme défini dans [Miossec et Nouaille, 2011] :

$$dP_{Compacité}/P_{Compacité} = dP_{Dextérité}/P_{Dextérité} \quad (2.24)$$

Pour la solution 1, il n'est pas physiquement possible de diminuer la compacité sans violer les contraintes de collision. Pour la solution 3, théoriquement, lorsque la condition est satisfaite sur ce point, pour une petite variation du critère d' $\epsilon\%$ sur la Pareto, l'autre critère s'améliorera ou

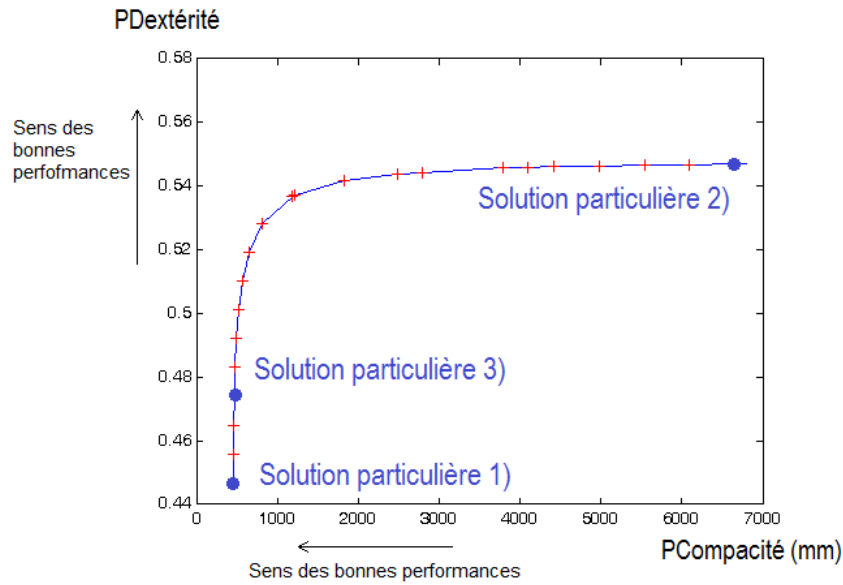


Figure 2.35 – Front de Pareto de l'optimisation multi-critères

sera dégradé d' $\epsilon\%$. Les solutions correspondantes à ces points sont détaillées dans le tableau 2.3 et les valeurs correspondantes du vecteur des paramètres de conception X_{int1} sont données dans le tableau 2.4.

Point	IDM	MinD	$P_{Dextérité}$	$Cx(mm)$	$Cy(mm)$	$P_{Compacité}(mm)$
1	0,58	0,30	0,446	442,24	469,93	456,08
2	0,68	0,41	0,547	4974,71	8339,12	6656,9
3	0,63	0,31	0,474	425,80	511,86	468,03

Tableau 2.3 – Détail des solutions particulières 1, 2 et 3

Points	1	2	3
$a_1(mm)$	95,32	85,5	96,91
$a_2(mm)$	120,85	117,5	121,99
$b_1(mm)$	53,75	62,04	52,62
$b_2(mm)$	35,38	39,41	34,58
$c_1(mm)$	50	50	50
$c_2(mm)$	62,93	50	63,83
$d_1(mm)$	144,97	4717,5	146,38
$d_2(mm)$	144,97	4717,5	146,38
$\theta_0(^{\circ})$	10,60	0,32	10,52
$\theta_5(^{\circ})$	73,36	89,9	80,99

Tableau 2.4 – Valeurs des paramètres de conception X pour les solutions particulières 1, 2 et 3

Comme le processus a été écrit afin d'éviter les problèmes de convergence et que les

paramètres ne sont pas bornés, l'optimalité de la solution dépend directement des contraintes actives. Par conséquent, les résultats ont été vérifiés en comparant les valeurs de chacune des contraintes actives entre la CAO sur Catia et les valeurs calculées dans l'optimisation. Ici, les distances de collision étaient les mêmes avec une précision de 0,1 mm.

La solution 1 est la solution la plus proche de la solution compromis et il est intéressant de trouver ce compromis en bas, à gauche de la courbe : cela signifie que l'amélioration des performances cinétostatiques se fait au grand détriment de la compacité. Compte tenu de cette information et des besoins de l'application, nous avons pris la solution 1 comme étant la meilleure solution. La CAO correspondante est donnée figure 2.36.

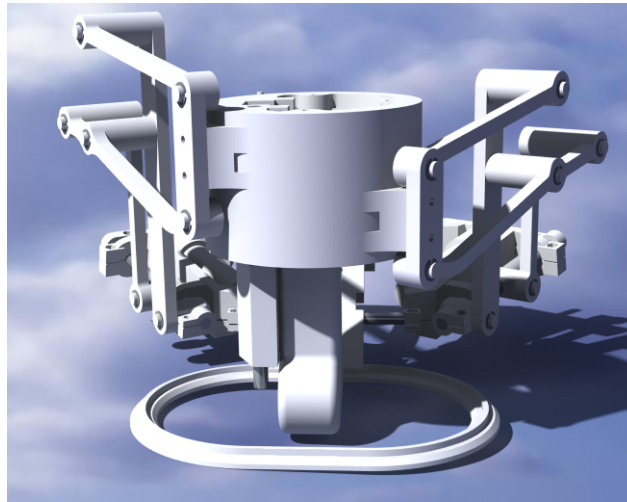


Figure 2.36 – CAO Catia du robot Prosit2-Si, conçu avec la démarche simultanée

De plus à la solution 2, la frontière n'est pas arrêtée : l'optimisation augmente les performances cinétostatiques jusqu'à avoir $\theta_5 = 90^\circ$ et $\theta_0 = 0^\circ$. Ceci est équivalent à maximiser uniquement le critère cinétostatique et cela est pratiquement atteint lorsque $d_i (i = 1, 2)$ augmente, ce qui donne une structure très encombrante.

L'analyse du front de Pareto montre l'importance des contraintes de collision qui correspondent au contact entre le point B_i et le patient. Plus précisément, le paramètre θ_0 a la plus grande influence sur les contraintes par rapport aux autres paramètres. Cela informe le concepteur de la nécessité de se concentrer sur les parties mécaniques qui sont impliquées dans l'écriture de contraintes de collisions, fonction de θ_0 .

2.5 Comparaison entre une démarche séquentielle et une démarche de conception simultanée

2.5.1 Comparaison des résultats

La CAO du robot Prosit2-Si correspondant à la solution la plus compacte (point critique 1 tel que défini auparavant) a été comparée en termes de performances cinétostatiques (minimum

2.5. COMPARAISON ENTRE UNE DÉMARCHE SÉQUENTIELLE ET UNE DÉMARCHE DE CONCEPTION SIMULTANÉE

et moyenne de la dextérité sur l'espace de travail) et de compacité avec la version du robot Prosit2-Si conçue via une démarche de conception séquentielle (Tab. 2.5 et 2.6).

Paramètres	Version démarche séquentielle	Version démarche simultanée
$a_1(mm)$	90	95,51
$a_2(mm)$	122	121,04
$b_1(mm)$	70	53,60
$b_2(mm)$	70	535,23
$c_1(mm)$	60	50
$c_2(mm)$	60	62,95
$d_1(mm)$	130,78	144,84
$d_2(mm)$	130,78	144,84
$\theta_0(^{\circ})$	10,64	12
$\theta_5(^{\circ})$	73,44	90

Tableau 2.5 – Résultats détaillés de conception pour les deux versions de robot conçus avec deux démarches différentes. En couleur sont les paramètres qui correspondent à plus de 10% d'écart entre les deux versions

	Version démarche séquentielle	Version démarche simultanée
$P_{Dextérité}$	481,81	456,26
$P_{Compacité} (mm)$	0,4777	0,4485

Tableau 2.6 – Comparaison des performances pour les deux versions

Le gain en compacité est de l'ordre de 5% pour des pertes de performances cinétostatiques de l'ordre de 6%. Il faut remarquer que les performances cinétostatiques sont quasiment équivalentes et il serait pertinent de voir l'impact de cette différence sur la commande du mécanisme.

Les figures 2.37 et 2.38 donnent les représentation graphiques de la compacité et de la dextérité dans le plan horizontal (vue de dessus).

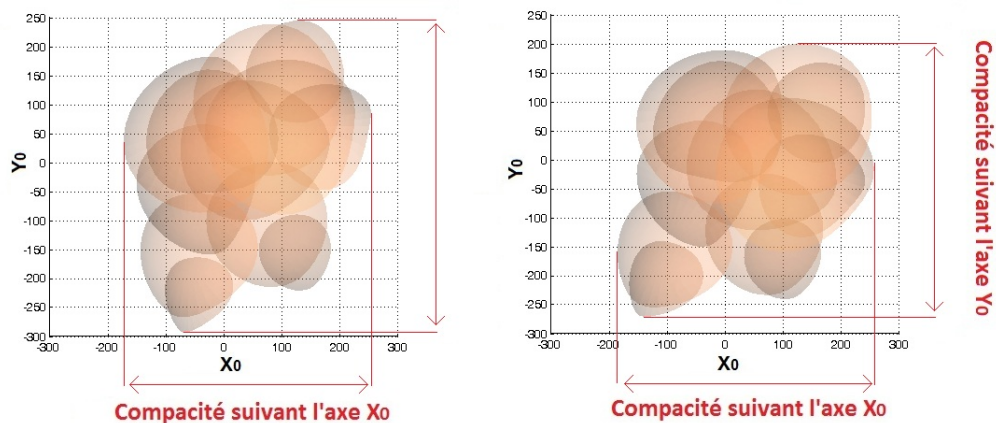


Figure 2.37 – Comparaison de la compacité pour les deux versions conçues avec la démarche séquentielle (à gauche) et avec la démarche simultanée (à droite)

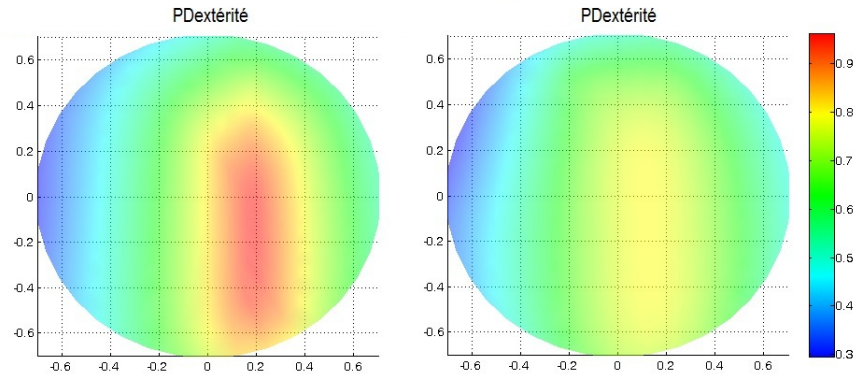


Figure 2.38 – Comparaison de la dextérité pour les deux versions conçues avec la démarche séquentielle (à gauche) et avec la démarche simultanée (à droite)

Le gain en compacité n’est pas aussi important qu’espéré. Ces résultats sont néanmoins suffisamment encourageants pour en tenir compte dans les autres étapes de conception. Il faut aussi remarquer que si l’amélioration de la compacité est liée à la diminution de la masse, ce dernier critère pourrait être amélioré.

2.5.2 Perspectives

Dans la mise en place d’une démarche de conception simultanée, nous nous sommes concentrés sur le couplage de la synthèse dimensionnelle avec l’intégration des éléments de support, de transmission et les actionneurs pour améliorer la compacité, en tenant compte des étapes avalées. Le dimensionnement et l’intégration des actionneurs, ainsi que des éléments de transmission pourrait être réalisé de la même manière. En effet, il serait intéressant de redimensionner le groupe moto-réducteur pour ensuite redimensionner les supports associés et gagner en compacité dans une nouvelle synthèse dimensionnelle.

D’autre part, la synthèse de forme des corps joue un rôle indirect mais important sur ce gain en compacité. Dans le cadre du projet ANR Prosit, une version de Prosit2-Si a été réalisée en prototypage rapide à partir de cette démarche de conception simultanée, pour une constante d’inclinaison de 35° (Fig. 2.39). Les résultats sur ce robot montrent le besoin d’inclure une synthèse de forme des corps dans l’optimisation multi-critères pour améliorer la compacité en réduisant l’impact des collisions (Fig. 2.40).

D’autre part, une re-conception des éléments de support pourrait également améliorer la compacité, comme illustré figure 2.41.

L’étude d’une sensibilité de la compacité du mécanisme aux variations des contraintes de collision dans la synthèse dimensionnelle fournirait au concepteur une indication concernant les parties des éléments de supports de la structure sur lesquelles focaliser l’optimisation de la compacité.

Ici, nous nous sommes appuyés sur une structure existante pour réaliser la synthèse dimensionnelle en tenant compte des collisions possibles entre les actionneurs, les corps, les éléments de

2.5. COMPARAISON ENTRE UNE DÉMARCHE SÉQUENTIELLE ET UNE DÉMARCHE DE CONCEPTION SIMULTANÉE

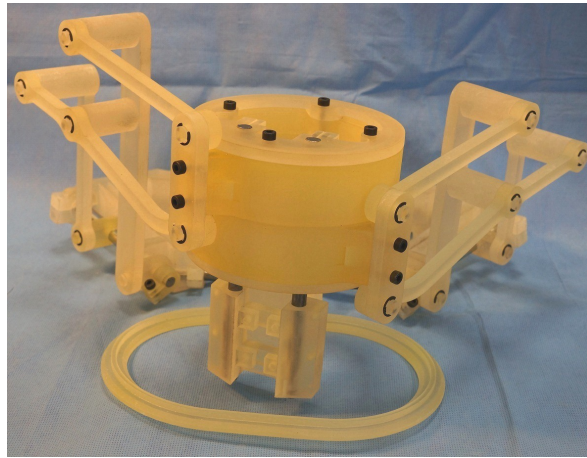


Figure 2.39 – Version de Prosit2-Si conçue en prototypage rapide, pour une inclinaison de 35°

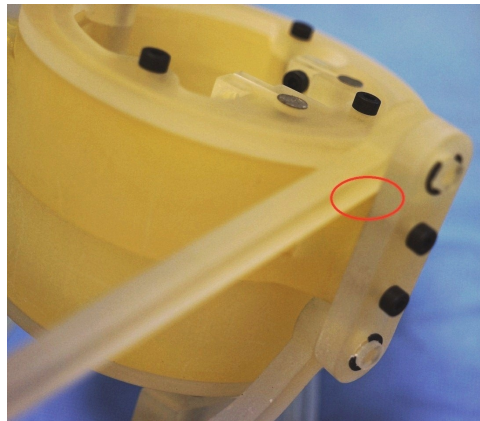


Figure 2.40 – Collision possible entre le support bras et la barre horizontale

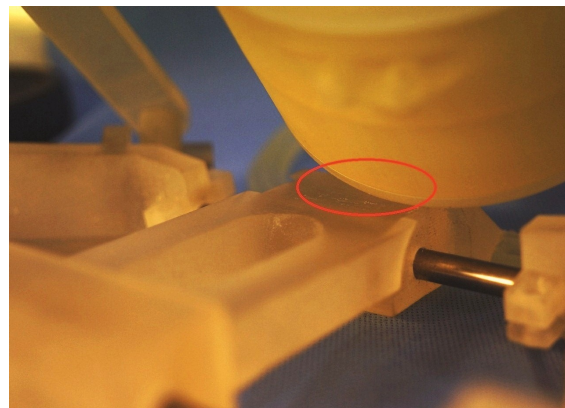


Figure 2.41 – Collision possible entre le support moteur 5 et le cylindre

<i>IDM</i>	<i>MinD</i>	<i>P_{Dextérité}</i>	<i>Cx(mm)</i>	<i>Cy(mm)</i>	<i>P_{Compacité}(mm)</i>
0,708	0,373	0,540	354,23	482,03	418,13

Tableau 2.7 – Solution détaillée de la version la plus compacte pour le robot conçu avec un angle de 35°

support. Idéalement, l'optimisation aurait pu être réalisée en jouant sur ces paramètres externes fixant la géométrie des actionneurs, corps... au lieu de les laisser fixes. Nous aurions alors réalisé une optimisation simultanée, mais toujours en nous basant sur une structure choisie.

Le concepteur a, en effet, choisi d'orienter intuitivement la conception de la structure dans une direction donnée, ce qui a permis de faciliter un travail de conception simultanée. Il serait intéressant d'effectuer, après ces choix de conception, une optimisation simultanée entre toutes les étapes pour améliorer la compacité et la masse.

2.6 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons présenté des problèmes de conception issus d'une vision séquentielle du processus. En robotique parallèle, il est intéressant de coupler des étapes entre elles, c'est à dire d'effectuer une optimisation simultanée entre la synthèse dimensionnelle et l'intégration des composants électriques dans la structure. Dans ce but, nous avons mis en place une démarche de conception simultanée pour un robot de télé-échographie. Le processus reste séquentiel, mais nous le formalisons partiellement pour éviter une sous-optimalité ; de ce point de vue, nous avons une démarche de conception simultanée.

Les deux démarches de conception ont été comparées : une démarche de conception séquentielle et la démarche simultanée. Les résultats montrent un gain en compacité de l'ordre de 5%, ce qui est encore peu au regard des exigences de portabilité du robot de télé-échographie, mais qui nous montre toutefois une voie d'amélioration intéressante. Une synthèse de forme des corps incluse dans cette synthèse dimensionnelle et un redimensionnement des éléments de supports entre les moteurs et les éléments de transmission pourrait également permettre la diminution de compacité et de la masse de la structure.

Il faut remarquer qu'il aurait été complexe d'effectuer une optimisation simultanée de manière stricte. En effet, dans ce cas, toutes les étapes auraient été formalisées et incluses dans une même boucle d'optimisation ; le processus aurait été totalement automatisé. Formaliser tous les choix de conception aurait été délicat à mettre en oeuvre.

Néanmoins, on voit que les choix du concepteur ont permis de dégager une structure du robot servant de base à une conception simultanée. Ces éléments de réflexion sont utiles pour dégager une méthodologie de conception à mi-distance entre une vision séquentielle et une vision simultanée de la conception.

Démarche de conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive.

Résumé:

Ce chapitre présente la synthèse dimensionnelle de deux robots de chirurgie mini-invasive, effectuée à l'aide d'une démarche de conception simultanée. L'application de chirurgie mini-invasive LESS est brièvement décrite et une rétrospective sur les démarches de conception de robots de ce type à l'université Nebraska-Lincoln est donnée. Jusqu'à présent, le processus n'a pas été formalisé, ce qui peut créer une sous-optimalité dans la recherche d'une bonne compacité et pour permettre une bonne intégration physique des moto-réducteurs. Lors du processus de la démarche séquentielle, la première étape de synthèse dimensionnelle est effectuée sans tenir compte des caractéristiques moto-réducteurs en couple/vitesse. Dans l'optique d'une démarche de conception simultanée, on montre l'importance de définir un critère de performance cinétostatique pertinent. Deux démarches de conception de robots (2R-R-R) sont comparées, l'une séquentielle et l'autre simultanée, appliquées à deux robots. La première ne tient pas compte des caractéristiques moto-réducteurs et l'autre en tient compte. Les modèles géométriques et cinématiques sont présentés, puis nous formulons un problème d'optimisation multi-critères résolu à l'aide d'une méthode d'optimisation basée gradient. La comparaison des résultats montre un gain en performances cinétostatiques important. Ce qui est plus frappant concerne le fait qu'un robot A optimisé sans tenir compte des caractéristiques actionneurs est moins bon qu'un robot B, alors qu'en tenant compte de caractéristiques moto-réducteurs c'est l'inverse. Des perspectives à ce travail sont ensuite données : cette démarche de conception simultanée permet de voir quels moto-réducteurs redimensionner. Comme pour le chapitre 2, nous mettons également en avant le besoin d'une méthode à mi-distance entre une vision simultanée et séquentielle de la conception.

Sommaire

3.1 La conception de robots de chirurgie-mini invasive à l'Université Nebraska-Lincoln	71
--	----

3.1.1	L'application de chirurgie laparo-endoscopique à site unique	71
3.1.2	Évolution des architectures à l'Université Nebraska-Lincoln	73
3.1.3	Difficultés rencontrées : vers une formalisation de la synthèse dimensionnelle	74
3.2	Besoin en conception simultanée	74
3.2.1	Démarche de conception séquentielle d'un robot LESS	75
3.2.2	Démarche de conception simultanée d'un robot LESS	76
3.3	Synthèses dimensionnelles avec une démarche séquentielle	78
3.3.1	Présentation des deux robots de chirurgie mini-invasive	78
3.3.1.1	Structures cinématiques des robots LESS	78
3.3.1.2	Modèles géométriques directs et inverses des robots LESS	80
3.3.1.3	Jacobiennes, étude des singularités et espaces de travail des robots LESS	82
3.3.2	Formulation du problème	86
3.3.2.1	Préliminaires	86
3.3.2.2	Contraintes	87
3.3.2.3	Critère de performances	90
3.3.2.4	Fonction objectif	90
3.3.3	Résultats	91
3.3.3.1	Résultats pour le TylerBot	91
3.3.3.2	Résultats pour le JackBot	93
3.4	Synthèses dimensionnelles avec une démarche simultanée	95
3.4.1	Formulation du problème	95
3.4.1.1	Critères de performance	95
3.4.1.2	Fonction objectif	96
3.4.2	Résultats	96
3.4.2.1	Résultats pour le TylerBot-Si	97
3.4.2.2	Résultats pour le JackBot-Si	100
3.5	Comparaison entre une démarche de conception séquentielle et une démarche de conception simultanée	103
3.5.1	Comparaison des résultats	103
3.5.2	Perspectives	105
3.6	Conclusion du chapitre	106

3.1 La conception de robots de chirurgie-mini invasive à l'Université Nebraska-Lincoln

Cette section a pour but de présenter brièvement la technique de chirurgie mini-invasive à site unique et l'évolution des structures mécaniques des robots conçus à l'université Nebraska-Lincoln pour effectuer le geste médico-chirurgical. Nous verrons que la conception de ces structures est fortement contrainte par des questions d'intégration physique des moto-réducteurs ; la réduction de la compacité globale de la structure est un autre défi dans la conception.

3.1.1 L'application de chirurgie laparo-endoscopique à site unique

La chirurgie mini-invasive (en anglais MIS¹) est une technique chirurgicale qui a entre autres le but de limiter le traumatisme opératoire. Elle permet aussi de limiter le saignement et les risques infectieux. La technique consiste à effectuer de petites incisions dans le corps au lieu de faire une grande ouverture, et limite ainsi le côté invasif d'une technique traditionnelle. Les instruments du chirurgien sont alors passés dans des trocarts posés sur chaque incision pour effectuer l'opération.

La chirurgie mini-invasive pour les opérations abdominales a évolué vers la chirurgie laparoscopique à site unique (en anglais LESS²), dont le mode opératoire consiste à créer une seule incision au lieu d'en effectuer plusieurs (Fig. 3.1). Ultimement, les incisions sont complètement éliminées en utilisant la technique de chirurgie endoscopique par voie naturelle (en anglais NOTES³) comme représenté sur la figure 3.2.

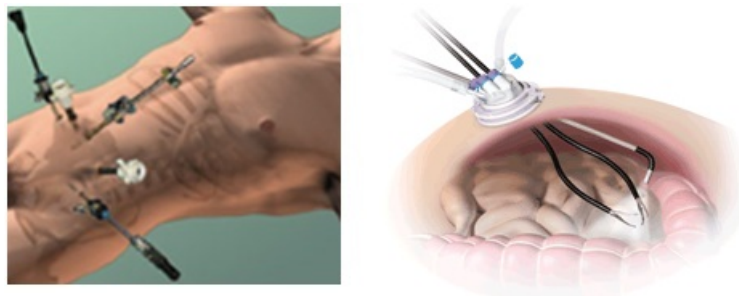


Figure 3.1 – Chirurgie mini-invasive laparoscopique par voies d'accès multiples (gauche) [LESSno1] et par voie unique (droite) [LESSno2]

En chirurgie LESS, une autre manière de faire, différente de la NOTES, consiste à adapter et poser un trocar unique sur le patient (au niveau du nombril par exemple) pour permettre l'insertion des instruments chirurgicaux. La complexité des mouvements requis dans cette technique, et plus généralement en chirurgie MIS, a nécessité une amélioration des outils et une réflexion sur la gestuelle (Fig. 3.3), mais des problèmes demeurent, liés à cette triangulation et à une manipulation contre-intuitive, comme reporté dans [Ficarra *et al.*, 2009].

-
1. *Mini-Invasive Surgery*
 2. *Laparo-Endoscopic Single-Site pour laparo-endoscopique à site unique*
 3. *Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery*
-

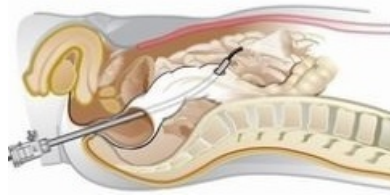


Figure 3.2 – Chirurgie mini-invasive par voie d'accès naturelle [LESSno3]

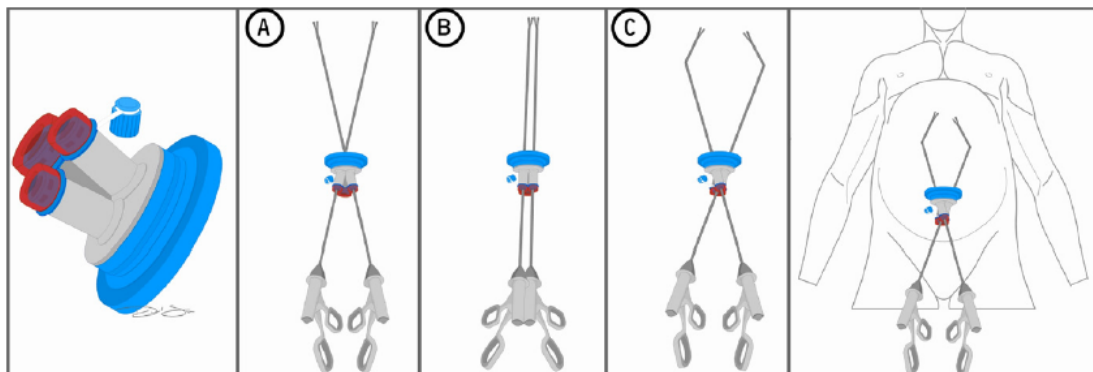


Figure 3.3 – Situation d'utilisation du port unique avec des instruments chirurgicaux. (A) La triangulation n'est pas possible avec des instruments conventionnels. (B) Une utilisation «en ligne» est l'option envisagée lors de l'utilisation d'instruments conventionnels. (C) La triangulation est possible en utilisant des instruments adaptés [Manoel *et al.*, 2009]

Ces difficultés de manipulation mettent en évidence l'utilité de la robotique pour assister, guider le chirurgien dans son geste opératoire. Plusieurs systèmes robotiques ont été conçus pour répondre à cette attente. Il s'agit soit de systèmes entièrement dédiés à ce type de chirurgie comme décrit dans [Rentschler *et al.*, 2004], [Hawks, 2010], [Dumpert *et al.*, 2009], [Lehman *et al.*, 2011], [Piccigallo *et al.*, 2010], [Wortman *et al.*, 2011], [Pourghodrat *et al.*, 2011], soit de systèmes robotiques modifiés, comme décrit dans [Kaouk *et al.*, 2009], [Kaouk *et al.*, 2012]. La majorité de ces systèmes robotiques sont des robots de type intracorporels, porte-instruments à actionneurs embarqués, comme classifié selon Troccaz dans [Troccaz, 2012, Chapitre 10, p. 396].

Les robots *in vivo* de LESS à deux bras [Rentschler *et al.*, 2004], [Piccigallo *et al.*, 2010] sont des robots de ce type et une alternative aux robots de type Da Vinci⁴, systèmes robotiques non dédiés mais adaptés à la technique [Kaouk *et al.*, 2012]. Par rapport aux robots *in vivo*, le robot Da Vinci a une taille importante, et malgré l'amélioration de ses instruments pour la chirurgie LESS [Kaouk *et al.*, 2012], l'opération reste limitée par l'effet du bras de levier au point d'incision sur la paroi abdominale [Forgione, 2010]. On peut le deviner, les robots *in vivo* sont plus difficiles à concevoir, car le concepteur doit respecter de fortes contraintes d'intégration physique des éléments mécatroniques tout en cherchant de bonnes performances cinéostatiques, qui, souvent, sont des objectifs contradictoires.

4. Robot de chirurgie mini-invasive commercialisé par l'entreprise américaine Intuitive Surgical.

3.1.2 Évolution des architectures à l'Université Nebraska-Lincoln

Dans la littérature, on trouve plusieurs références de robots LESS à deux-bras *in vivo* [Pourghodrat *et al.*, 2011], [Piccigallo *et al.*, 2010], [Wortman, 2011], [Lehman *et al.*, 2011]. L'espace de travail, les performances cinéostatiques et la simplicité d'insertion ont été les principaux points de développement et d'évolution de ces robots. L'université de Nebraska-Lincoln (UNL) est pionnière dans le domaine de la robotique LESS *in vivo* et plusieurs versions de ce type de robots ont été conçues : [Pourghodrat *et al.*, 2011], [Wortman, 2011], [Lehman *et al.*, 2011], [Mondry, 2012]. Le tableau 3.1 précise les différences entre les versions principales représentées figures 3.4, 3.5, 3.6 et 3.7.

Année	Concepteur	DDL	Topologie
2009	Lehman <i>et al.</i> [2009]	4	2R-R-P
2010	Wortman [2011]	4	2R-R-R
2010	McCormick [2011]	6	R-2R-R-R-R
2011	Lehman <i>et al.</i> [2011]	5	2R-2R-R
2012	Mondry [2012]	4	2R-R-R

Tableau 3.1 – Évolution des robots LESS développés à l'UNL

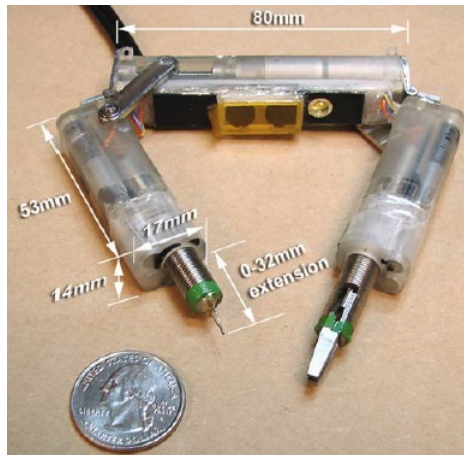


Figure 3.4 – Dimensions approximatives d'une des premières versions de robot LESS développée à l'UNL en 2009 [Lehman *et al.*, 2009]

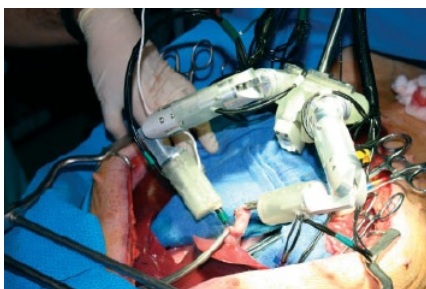


Figure 3.5 – Le TylerBot

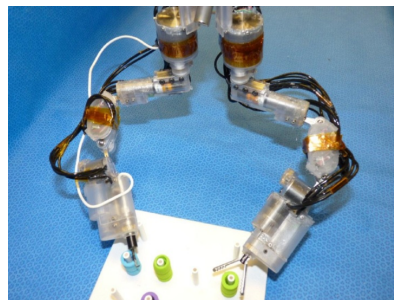


Figure 3.6 – Robot de McCormick



Figure 3.7 – Le JackBot

3.1.3 Difficultés rencontrées : vers une formalisation de la synthèse dimensionnelle

Les problèmes rencontrés avec toutes les structures développées sont liés aux fortes contraintes de l'application : le dimensionnement du groupe moto-réducteur doit être effectué finement pour respecter les contraintes d'intégration, et le dimensionnement des corps doit être également effectué de la meilleure manière pour réduire la compacité globale de la structure. Le choix du type d'actionneur joue un rôle pour faciliter cette intégration physique comme le montrent certains travaux [Pourghodrat *et al.*, 2011]. Ce choix ne sera pas abordé dans ce chapitre.

Le dimensionnement des corps a été jusqu'à présent effectué à l'aide d'une approche CAO : le concepteur se sert d'une modélisation du robot en condition pour dimensionner les longueurs des corps, dans le but d'atteindre les organes et éviter les collisions avec la paroi abdominale. La formalisation d'une synthèse dimensionnelle en précisant les critères et contraintes de l'étape de conception permettrait de viser une compacité optimale.

L'intégration physique des moto-réducteurs est également très contrainte. Jusqu'à présent, les concepteurs ont principalement choisi les moto-réducteurs en fonction de ces contraintes de conception, les performances cinéostatiques étant des objectifs importants mais secondaires. De plus, le dimensionnement des corps a été fait de manière assez indépendante avec le dimensionnement des moto-réducteurs, et cela a une importance sur les performances cinéostatiques. Dans la section suivante, après avoir détaillé les problèmes issus d'une vision séquentielle, nous présentons la mise en place d'une démarche de conception simultanée pour permettre une bonne intégration physique des moto-réducteurs et permettre une meilleure compacité.

3.2 Besoin en conception simultanée

Dans cette section, une première partie est consacrée à la description de la démarche de conception séquentielle, illustrant la sous-optimalité du processus. Nous mettons en avant l'intérêt de tenir compte des caractéristiques des moto-réducteurs lors du dimensionnement des corps, c'est à dire d'effectuer une optimisation simultanée entre ces deux étapes. Puis dans une seconde partie, nous présentons la mise en place d'une démarche de conception simultanée. Une comparaison des résultats de conception entre les deux démarches est menée dans la section suivante.

3.2.1 Démarche de conception séquentielle d'un robot LESS

Le découpage du processus de conception des robots conçus à l'UNL est représenté figure 3.8.

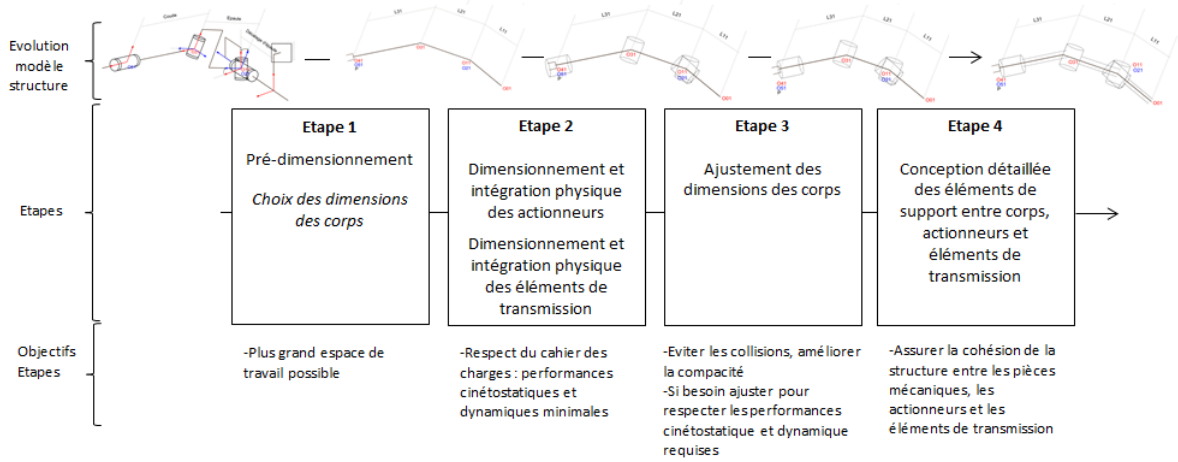


Figure 3.8 – Démarche de conception séquentielle d'un robot LESS

Lors de l'étape 1, la structure mécanique a été pré-dimensionnée en utilisant un modèle CAO afin de satisfaire aux contraintes d'espace de travail (organes à atteindre, maximisation du volume atteint) et d'éviter les collisions entre les bras et la paroi interne du ventre du patient. Dans l'étape 2, l'intégration physique et le dimensionnement des moto-réducteurs ont été effectués à l'aide d'un modèle CAO. Mondry et Wortman ont ensuite utilisé la matrice jacobienne et les caractéristiques des moto-réducteurs connues pour évaluer les performances cinéto-statiques, c'est à dire pour estimer les vitesses transmises à l'effecteur et les efforts transmis. On a :

$$\tau_i = \eta_i \times \tau_{nom_i} \times N_i, (i = 1..3) \quad \text{et} \quad F_{transmis} = J^{-T} \times \tau, \quad \text{avec} \quad \tau = \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

Avec η_i ($i = 1..3$) le rendement du réducteur de la liaison L_i , N_i son rapport de réduction, τ_{nom_i} le couple nominal du moto-réducteur correspondant, $F_{transmis}$ le vecteur des forces transmis à l'effecteur écrit dans un repère cartésien et J la matrice jacobienne d'un des deux bras du robot qui dépend des longueurs des corps obtenues dans l'étape 1. La même approche est utilisée avec la vitesse. On note ici, par rapport à la topologie du robot, que le dernier moto-réducteur des architectures 2R-R-R n'est pas pris en compte.

Cette manière de faire, que l'on qualifiera d'étude cinéto-statique par simulation, permet de calculer et/ou représenter graphiquement les forces à l'effecteur F_x , F_y et F_z en fonction de la variation des couples en entrée τ_1 , τ_2 , τ_3 , ainsi que les vitesses à l'effecteur V_x , V_y et V_z en fonction de la variation des vitesses de rotation en entrée ω_1 , ω_2 , ω_3 .

Cela donne au concepteur une représentation graphique des forces ou vitesses transmises dans un repère cartésien, ce qui est suffisant pour statuer sur un retour possible concernant le choix des moto-réducteurs. Ceci étant, elle a l'inconvénient d'être consommatrice en temps de calcul surtout si le nombre de moto-réducteurs est élevé ; en outre, elle ne permet pas directement de savoir dans quelle direction est produite la plus petite force ou la plus petite vitesse ; enfin, le

concepteur ne sait pas quel moto-réducteur il doit éventuellement redimensionner.

Dans l'étape 3, les dimensions des corps sont réajustées manuellement pour améliorer la compacité; cette étape est sous-optimale dans le sens où le concepteur ajuste manuellement ces paramètres. Pour finir, dans l'étape 4 le concepteur finalise la conception en réalisant la conception détaillée du robot sous CAO (intégration des composants, cartérisation...).

On constate avec ce découpage que le dimensionnement des corps et le dimensionnement des moto-réducteurs sont effectués de manière séquentielle, non simultanée, alors que ces deux étapes sont liées : l'étude cinétostatique par simulation utilise les caractéristiques des moto-réducteurs ainsi que la matrice jacobienne des deux bras du robot, cette dernière dépendant des dimensions des corps. Il serait intéressant d'exécuter simultanément ces deux étapes, pour réaliser un dimensionnement des moto-réducteurs optimal. De plus, la compacité globale du mécanisme pourrait être améliorée en formalisant la synthèse dimensionnelle.

3.2.2 Démarche de conception simultanée d'un robot LESS

En se basant sur le processus présenté auparavant, la synthèse dimensionnelle est formalisée pour viser une compacité optimale en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs. Comme pour le chapitre 2, nous n'effectuons pas une optimisation simultanée de manière stricte entre l'étape de dimensionnement des corps et l'étape de dimensionnement des moto-réducteurs. Nous restons séquentiels tout en ayant une vision simultanée, car nous effectuons une synthèse dimensionnelle en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs. Dans cette optique, le choix du critère de performance cinétostatique est important.

En effet, le critère de performance qui est généralement pris en compte dans une synthèse dimensionnelle en robotique pour évaluer les performances cinétostatiques avant l'étape de choix, d'intégration et de dimensionnement des moto-réducteurs, ne tient pas compte des caractéristiques des moto-réducteurs. L'évaluation des performances cinétostatiques est effectuée à l'aide de la dextérité, un critère qui -entre autres- considère implicitement que les caractéristiques des moto-réducteurs sont les mêmes [Merlet, 2006]. Celles-ci ne sont tout simplement pas connues au début du processus. Une rétroaction est nécessaire dans cette optique, ce que permet une vision simultanée du processus.

Une autre voie que l'utilisation d'un critère ou un outil analytique, pourrait être celle employée par Mondry et Wortman, c'est-à-dire l'étude cinétostatique par simulation. Concrètement, dans la formalisation de la synthèse dimensionnelle, l'espace de travail serait balayé par le robot pour des longueurs de corps données, puis les forces et vitesses transmises à l'effecteur évaluées à l'aide d'un logiciel de simulation comme ADAMS⁵. Après une évaluation des performances cinétostatiques, un retour sur le choix des longueurs serait ensuite effectué pour optimiser les longueurs si besoin.

Pour réduire le temps de calcul, une autre approche a été utilisée : le travail de Briot [Briot *et al.*, 2010], présente une manière de prendre en compte les caractéristiques des moto-réducteurs et de déterminer les facteurs de transmission correspondant aux vitesses et forces

5. Automated Dynamic Analysis of Mechanical Systems ou analyse dynamique automatisée des systèmes mécaniques, logiciel commercialisé par la société MSC Software Corporation

requisies transmises à l'effecteur, c'est-à-dire que la norme des vitesses ou des forces articulaires n'est pas égale à 1 (Fig. 3.9).

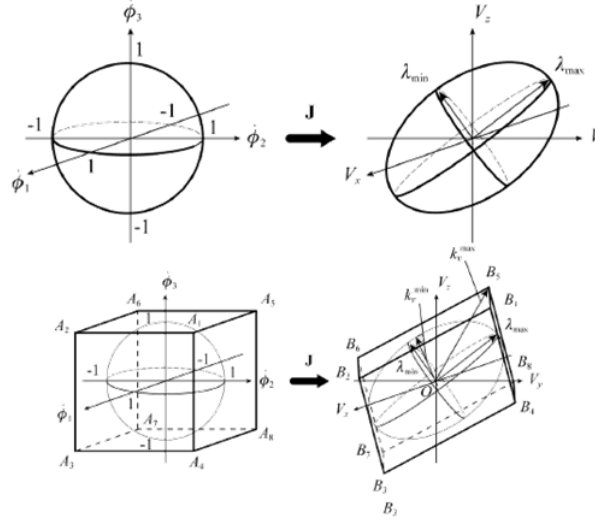


Figure 3.9 – Application de la matrice jacobienne sur (a) la sphère unité, et (b) le cube unité représentant mieux la réalité physique [Briot *et al.*, 2010]

Le facteur de transmission en vitesse k_{Vi}^{min} donné ci-dessous, représente la plus petite vitesse transmise à l'effecteur dans une configuration donnée C_i . La valeur de k_{Vi}^{min} sera égale à zéro quand le robot sera dans une configuration singulière. On a :

$$k_{Vi}^{min} = \min(k_{ghl}^m) = \sqrt{J_2^T J_2 - (J_2^T J_1)(J_1^T J_1)^{-1}(J_1^T J_2)}$$

$$\text{Avec } J_2 = [I_g \ I_h], \ J_1 = (-1)^m I_l,$$

$$\text{pour } g, h, l = 1, 2, 3, \ g \neq h \neq l, \ m = 1 \text{ ou } 2,$$

$$\text{et } [I_1 \ I_2 \ I_3] = J_j \text{ diag}(\omega_{kmax})$$
(3.2)

Où ω_{kmax} représente la vitesse maximale du $k^{ème}$ moto-réducteur. On a également :

$$k_{Vi}^{max} = \max(\|J(q)e_l\|)_{C_i}$$
(3.3)

Avec $l = 1$ à 4 , $e_1 = [1; -1; 1]^T$ $e_2 = [1; 1; 1]^T$ $e_3 = [1; 1; -1]^T$ $e_4 = [1; -1; -1]^T$.

L'évaluation de la plus petite force transmise k_{Fi}^{min} est effectuée à l'aide d'une définition analogue en remplaçant le terme $J_j \text{ diag}(\omega_{kmax})$ par $J^{-T} \text{ diag}(T_{kmax})$, où T_{kmax} représente le couple maximal en entrée du $k^{ème}$ moto-réducteur. k_{Fi}^{min} peut aussi être calculée en faisant un bilan statique.

Par rapport aux indices comme la dextérité [Gosselin et Angeles, 1989] ou la manipulabilité [Yoshikawa, 1985] qui sont souvent utilisés pour estimer les performances cinétostatiques d'un robot, les facteurs de transmission sont mieux couplés. La dextérité ou la manipulabilité restent utiles mais doivent être utilisées avec précaution : en effet, si la performance cinétostatique est reliée à la précision, l'isotropie ou l'identification des singularités, la dextérité

ou la manipulabilité sont bien adaptées, mais ne prennent pas en compte l'hétérogénéité des moto-réducteurs puisqu'elles considèrent implicitement que la norme des vitesses ou des couples en entrée est égale à 1, ce qui n'est pas nécessairement la réalité physique [Merlet, 2006]. La dextérité et la manipulabilité sont des critères qui devraient davantage être utilisés au début de la conception, lors d'un pré-dimensionnement du robot, c'est-à-dire lorsque les caractéristiques des ses moto-réducteurs ne sont pas connues.

L'utilisation des facteurs de transmission est appropriée dans l'optique de réaliser une synthèse dimensionnelle d'un robot en connaissant les caractéristiques des moto-réducteurs ; cela aura pour effet de choisir les longueurs de corps optimales pour des caractéristiques du groupe moto-réducteurs connues.

Il faut remarquer que Mondry et Wortman n'ont pas revu le dimensionnement des moto-réducteurs dans l'étape 3, ni celui des dimensions des corps (sauf pour améliorer la compacité) en jugeant les performances cinéostatiques optimales. C'est pourquoi nous distinguons deux synthèses dimensionnelles : l'une effectuée sans tenir compte des caractéristiques moto-réducteurs, et l'autre avec.

3.3 Synthèses dimensionnelles avec une démarche séquentielle

3.3.1 Présentation des deux robots de chirurgie mini-invasive

Dans cette section nous présentons les robots de chirurgie mini invasive *in vivo*. Dans le reste de cette section, ces deux robots seront nommés «TylerBot» et «JackBot». Leurs structures sont présentées figures 3.10 et 3.11.

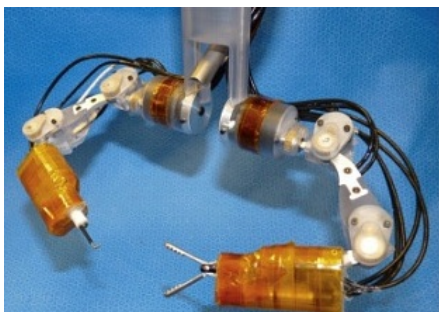


Figure 3.10 – Structure du TylerBot



Figure 3.11 – Structure du JackBot

3.3.1.1 Structures cinématiques des robots LESS

Les architectures cinématiques des deux robots sont représentées figures 3.12 et 3.13. La structure de chaque robot est composée de deux bras symétriques, chacun étant dédié à une tâche spécifique (par exemple, saisir/étirer ou couper/cautériser).

Les paramètres de Denavit-Hartenberg de TylerBot et JackBot sont indiqués dans les tableaux 3.2 et 3.3, en utilisant la convention modifiée de Denavit-Hartenberg [Khalil et Kleinfinger, 1986].

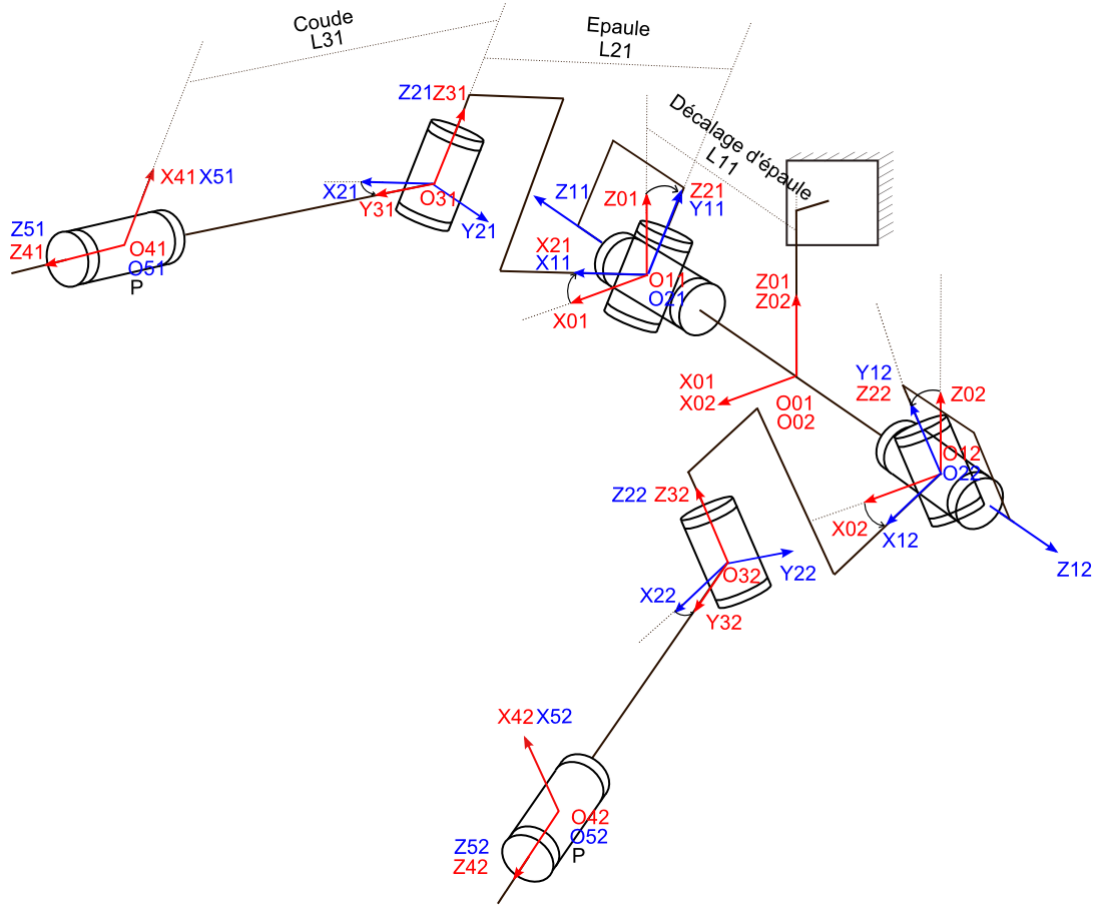


Figure 3.12 – Architecture cinématique de TylerBot : 2 bras symétriques 2R-R-R

Les indices $j = 1$ et 2 correspondent respectivement au bras droit et au bras gauche. L_{11} définit le décalage d'épaule constant et sera noté $d_{\text{épaule}}$. L_{21} et L_{31} sont les paramètres de conception de la synthèse dimensionnelle ayant à la fois un impact sur la compacité globale et sur les performances cinétostatiques. Les robots ont tous les deux une architecture 2R-R-R, mais leurs deux premières articulations sont interverties, ce qui a des conséquences sur leurs espaces de travail.

Articulation n^o	1	2	3	4
α_{i-1j}	$(-1)^{j+1} \frac{\pi}{2}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$	0	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$
a_{i-1j}	0	0	$a_{2j} = L_{2j}$	0
θ_{ij}	θ_{1j}	θ_{2j}	θ_{3j}	θ_{4j}
r_{ij}	$r_{1j} = L_{1j}$	0	0	$r_{4j} = L_{3j}$
θ (fig. 3.12)	$\delta\theta_{1j}$	0	$(-1)^j \frac{\pi}{2} + \delta\theta_{31}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$

Tableau 3.2 – Paramètres de Denavit-Hartenberg du TylerBot [Wortman, 2011]

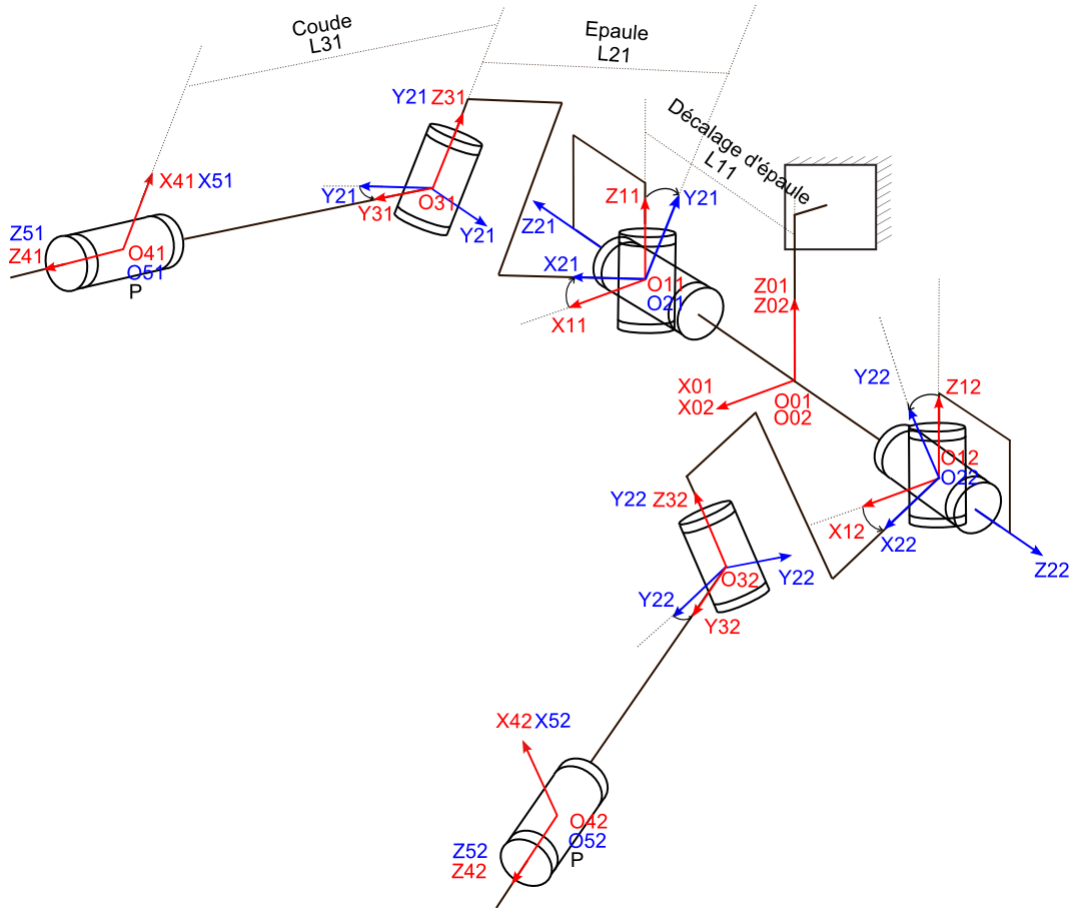


Figure 3.13 – Architecture cinématique de JackBot : 2 bras symétriques 2R-R-R

Articulation n^o	1	2	3	4
α_{i-1j}	0	$(-1)^{j+1} \frac{\pi}{2}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$
a_{i-1j}	$a_{1j} = L_{1j}$	0	$a_{2j} = L_{2j}$	0
θ_{ij}	θ_{1j}	θ_{2j}	θ_{3j}	θ_{4j}
r_{ij}	0	0	0	$r_{4j} = L_{3j}$
θ (fig. 3.13)	0	$\delta\theta_{2j}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2} + \delta\theta_{31}$	$(-1)^j \frac{\pi}{2}$

Tableau 3.3 – Paramètres de Denavit-Hartenberg du JackBot [Mondry, 2012]

3.3.1.2 Modèles géométriques directs et inverses des robots LESS

Le modèle géométrique direct nous permet d'écrire la position de l'effecteur dans un espace 3D-cartésien en fonction des mouvements articulaires, comme décrit ci-dessous. Les modèles cinématiques direct / inverse seront donnés pour le bras gauche uniquement. Les détails des modèles sont donnés en annexe 4.5.

$$\begin{pmatrix} PX_j \\ PY_j \\ PZ_j \end{pmatrix} = f\left(\begin{pmatrix} \theta_{1j} \\ \theta_{2j} \\ \theta_{3j} \end{pmatrix}\right) \quad (3.4)$$

Le modèle géométrique direct est donné avec la transformation de Denavit-Hartenberg homogène, avec $j = 1$ et 2 , correspondant respectivement aux bras droit et au bras gauche :

$$({}^{i-1}T_i)_j = \begin{pmatrix} c\theta_{ij} & -s\theta_{ij} & 0 & a_{i-1j} \\ s\theta_{ij}c\alpha_{i-1j} & c\theta_{ij}c\alpha_{i-1j} & -s\alpha_{i-1j} & -s\alpha_{i-1j}r_{ij} \\ s\theta_{ij}s\alpha_{i-1j} & c\theta_{ij}s\alpha_{i-1j} & c\alpha_{i-1j} & c\alpha_{i-1j}r_{ij} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

$$\begin{pmatrix} PX_j \\ PY_j \\ PZ_j \\ 1 \end{pmatrix} = ({}^0T_1)_j ({}^1T_2)_j ({}^2T_3)_j ({}^3T_4)_j \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

Pour le bras gauche du TylerBot, on a :

$$\begin{pmatrix} PX_2 \\ PY_2 \\ PZ_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\theta_{12}(c\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32})) + L_{32}s\theta_{22}c\theta_{32} \\ s\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32}) - L_{32}c\theta_{22}c\theta_{32} - L_{12} \\ -s\theta_{12}(c\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32}) + L_{32}s\theta_{22}c\theta_{32}) \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Pour le bras gauche du JackBot, on a :

$$\begin{pmatrix} PX_2 \\ PY_2 \\ PZ_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\theta_{12}c\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32}) + L_{32}s\theta_{12}c\theta_{32} \\ s\theta_{12}c\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32}) - L_{32}c\theta_{12}c\theta_{32} + L_{12} \\ -s\theta_{22}(L_{22} + L_{32}s\theta_{32}) \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

Les équations du modèle inverse sont indiquées plus bas :

$$\begin{pmatrix} \theta_{12} \\ \theta_{22} \\ \theta_{32} \end{pmatrix} = g\left(\begin{pmatrix} PX_2 \\ PY_2 \\ PZ_2 \end{pmatrix}\right) \quad (3.9)$$

Pour le TylerBot :

$$\begin{pmatrix} \theta_{12} \\ \theta_{22} \\ \theta_{32} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{atan2}(-PZ_2, PX_2) \\ \text{atan2}(\alpha(L_{12} + \gamma L_{22}) + \beta \lambda L_{22}, -\alpha L_{22} \lambda + \beta(L_{12} + L_{22} \gamma)) \\ \text{atan2}((L_{22}^2 - \alpha^2 - \beta^2 + L_{12}^2)/(-2L_{12}), \pm \sqrt{\alpha^2 + \beta^2 - L_{12}^2 - 2\gamma L_{12}L_{22} - \gamma^2 L_{22}^2}) \end{pmatrix}$$

$$\alpha = PZ_2 + L_{12}, \beta = PZ_2 s\theta_{12} + PX_2 c\theta_{12}, \gamma = \frac{L_{32}^2 - \alpha^2 - \beta^2 + L_{12}^2}{-2L_{12}L_{32}},$$

$$\lambda = \sqrt{\frac{\alpha^2 + \beta^2 - L_{32}^2 - 2\gamma L_{32}L_{12} - \gamma^2 L_{32}^2}{L_{32}^2}} \quad (3.10)$$

Pour le JackBot :

$$\begin{pmatrix} \theta_{12} \\ \theta_{22} \\ \theta_{32} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2\text{atan2}(PY_2 - L_{12} \pm \sqrt{PY_2^2 + (-L_{12} + PY_2)^2 - e_2}, PX_2 + \sqrt{e_2}) \\ \text{atan2}(-PZ_2, c\theta_{12}PX_2 + s\theta_{12}(PY_2 - L_{12})) \\ 2\text{atan2}(-(L_{22} - c\theta_{22}(c\theta_{12}PX_2 + s\theta_{12}(PY_2 - L_{12}) + s\theta_{22}PZ_2)), -s\theta_{12}PX_2 + c\theta_{12}(-PY_2 + L_{12})) \end{pmatrix}$$

$$e_2 = d_2^2 - PZ_2^2$$

$$d_2 = \frac{1}{2}(L_{22} - \frac{L_{32}^2}{L_{22}} + \frac{PX_2^2 + (L_{12} + PY_2)^2 + PZ_2^2}{L_{22}}) \quad (3.11)$$

L'étude de ces modèles montre qu'il n'y a pas de solution dans certains cas. Ces cas correspondent aux positions inatteignables du robot, c'est-à-dire qu'ils indiquent les frontières de l'espace de travail. Ces frontières ou zones infranchissables sont décrites dans la sous-section suivante. Pour les deux robots, il convient également de mentionner que, pour une position donnée, deux solutions sont possibles, comme le montre le symbole $\pm$ dans le premier terme : une solution coude droit et une solution coude gauche.

3.3.1.3 Jacobiennes, étude des singularités et espaces de travail des robots LESS

Jacobiennes et étude des singularités des robots LESS : le modèle cinématique direct donne la relation entre les vitesses articulaires et les vitesses opérationnelles, comme indiqué ci-dessous. La 4^e liaison des bras (rotation propre autour de l'axe du coude) n'est pas prise en compte pour l'établissement de ces modèles, car elle n'influence pas la position finale de l'effecteur :

$$\dot{X}_j = J_j \dot{q}_j, \quad q_j = [\theta_{1j} \ \theta_{2j} \ \theta_{3j}]^T \quad (3.12)$$

Avec J_j , matrice jacobienne détaillée comme suit, pour les deux robots :

$$J_2 = \begin{pmatrix} -(L_{2j}x_{2j} + \vec{L}_{3j}y_{3j}) \wedge z_{1j} & -(L_{2j}x_{2j} + \vec{L}_{3j}y_{3j}) \wedge z_{2j} & -L_{3j}x_{3j} \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

Pour le bras gauche du TylerBot, nous avons :

$$J_2 = \begin{pmatrix} s_{\theta_{12}}(L_{32}s_{\theta_{22}-\theta_{32}} - L_{22}c_{\theta_{22}}) & -c_{\theta_{12}}(L_{32}c_{\theta_{22}+\theta_{32}} + L_{22}s_{\theta_{22}}) & -L_{32}c_{\theta_{12}}c_{\theta_{22}+\theta_{32}} \\ 0 & -L_{32}s_{\theta_{22}+\theta_{32}} + L_{22}c_{\theta_{22}} & -L_{32}s_{\theta_{22}+\theta_{32}} \\ c_{\theta_{12}}(L_{32}s_{\theta_{22}+\theta_{32}} - L_{22}c_{\theta_{22}}) & -s_{\theta_{12}}(-L_{32}c_{\theta_{22}-\theta_{32}} - L_{22}s_{\theta_{22}}) & L_{32}s_{\theta_{12}}c_{\theta_{22}+\theta_{32}} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

Pour le bras gauche du JackBot, nous avons :

$$J_2 = [J_2(1) \ J_2(2) \ J_2(3)] \quad (3.15)$$

$$J_2(1) = \begin{pmatrix} -L_{32}(c_{\theta_{12}}c_{\theta_{32}} - c_{\theta_{22}}s_{\theta_{12}}s_{\theta_{32}}) - L_{22}c_{\theta_{22}}s_{\theta_{12}} \\ -L_{32}(-s_{\theta_{12}}c_{\theta_{32}} + c_{\theta_{22}}c_{\theta_{12}}s_{\theta_{32}}) + L_{22}c_{\theta_{22}}c_{\theta_{12}} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

$$J_2(2) = \begin{pmatrix} -c_{\theta_{12}}(L_{22}s_{\theta_{22}} - L_{32}s_{\theta_{22}}s_{\theta_{32}}) \\ -s_{\theta_{12}}(L_{22}s_{\theta_{22}} - L_{32}s_{\theta_{32}}s_{\theta_{22}}) \\ -L_{22}c_{\theta_{22}} + L_{32}c_{\theta_{22}}s_{\theta_{32}} \end{pmatrix} \quad (3.17)$$

$$J_2(3) = \begin{pmatrix} -L_{32}(c_{\theta_{12}}c_{\theta_{22}}c_{\theta_{32}} - s_{\theta_{12}}s_{\theta_{32}}) \\ -L_{32}(s_{\theta_{12}}s_{\theta_{32}} + s_{\theta_{12}}c_{\theta_{32}}c_{\theta_{22}}) \\ L_{32}c_{\theta_{32}}s_{\theta_{22}} \end{pmatrix} \quad (3.18)$$

L'étude de J_2 nous permet de trouver les conditions de singularités, c'est à dire, les configurations du robot telles que $\det(J_2) = 0$. Dans l'analyse des singularités, on considère que

$L_{2j} \neq 0$ et $L_{3j} \neq 0$. L'étude de ces matrices jacobiennes montre que deux cas de singularité peuvent être distingués pour le TylerBot (Fig. 3.14-3.15) et pour le JackBot (Fig. 3.16-3.18).

Pour le TylerBot :

- $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$ (Fig. 3.14) : configuration bras tendu ou bras replié.
- Quand le point 0_{52} appartient à l'axe Z_{12} (Fig. 3.15) : dans cette configuration, l'effecteur possède des vitesses nulles selon l'axe Y_{12} .

Pour JackBot :

- $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$ (Fig. 3.16) : configuration bras tendu ou bras replié.
- $\theta_{22} = \pm \frac{\pi}{2}$ (Fig. 3.18) : dans cette configuration, l'effecteur ne peut pas atteindre les points appartenant à une sphère de rayon L_{3j} , de centre $[0; -d_{\text{épaule}}; L_{2j}]$.

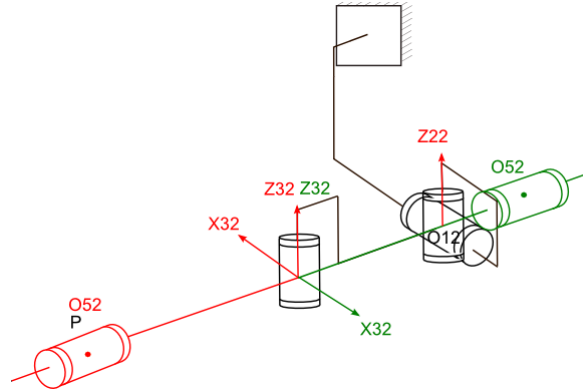


Figure 3.14 – Premier cas de singularité pour le bras gauche du TylerBot quand $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$

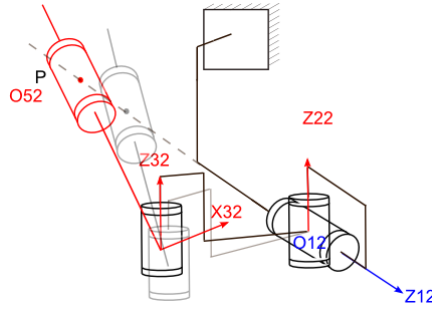


Figure 3.15 – Second cas de singularité pour le bras gauche du TylerBot quand 0_{52} appartient à l'axe Z_{12}

Espaces de travail des robots LESS : pour le TylerBot, une singularité apparaît lorsque le coude est tendu ou replié, ce qui génère les limites extérieures et intérieures de l'espace de travail : l'effecteur possède des vitesses nulles dans la directions Z_{42} dans ces configurations. L'autre cas de singularité génère une zone correspondant à un segment où l'effecteur possède des vitesses nulles selon l'axe Y_{12} .

La forme de l'espace de travail correspondante est représentée figure 3.19. On obtient la même forme, indifféremment pour $L_{2j} \geq L_{3j}$ et $L_{2j} \leq L_{3j}$, ce qui donne une sphère creuse dont les limites extérieures et intérieures sont respectivement colorées en brun-rosé et brun-rouge sur la figure 3.19. Le rayon intérieur de la sphère est $|L_{2j} - L_{3j}|$ et son rayon extérieur $L_{2j} + L_{3j}$. Les

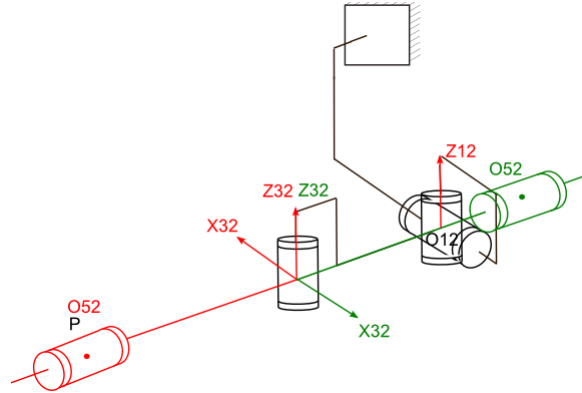


Figure 3.16 – Premier cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{32} = \pm \frac{\pi}{2}$

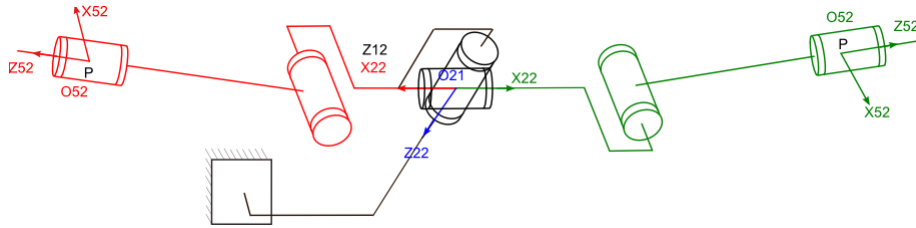


Figure 3.17 – Second cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{22} = \pm \frac{\pi}{2}$

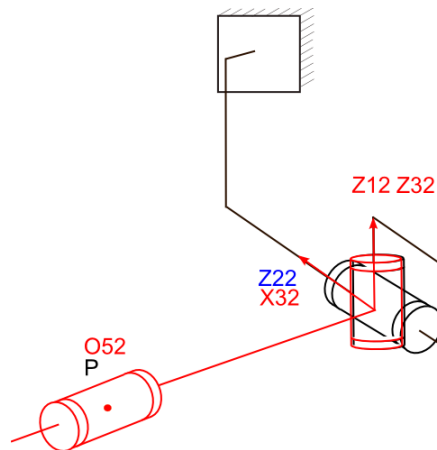


Figure 3.18 – Troisième cas de singularité pour le bras gauche du JackBot quand $\theta_{22} = 0$ et $L_{22} = 0$

zones de reconfiguration sont colorées en brun-sable.

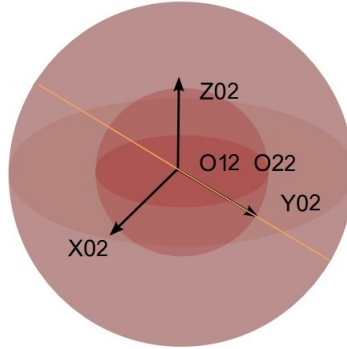


Figure 3.19 – Forme de l'espace de travail du TylerBot

Pour le JackBot, une singularité apparaît comme pour le TylerBot lorsque le coude est soit tendu soit replié. L'autre cas de singularité génère deux volumes inaccessibles sphériques. Ces deux cas de singularité sont identiques : quelle que soit la configuration du robot il est impossible d'avoir des vitesses. Deux cas sont à considérer pour obtenir la forme de l'espace de travail $L_{2j} \geq L_{3j}$ (Fig. 3.20) et $L_{2j} \leq L_{3j}$ (Fig. 3.21).

Dans le premier cas (Fig. 3.20), on obtient une forme d'espace de travail qui correspond à une sphère creuse, dont les limites extérieures et intérieures sont respectivement indiquées en brun-rosé et brun-rouge. Le rayon intérieur de la sphère est $L_{2j} - L_{3j}$ et son rayon extérieur $L_{2j} + L_{3j}$. Deux trous sphériques de rayon L_{3j} et de centre $[0; -d_{\text{épaule}}; L_{2j}]$ sont créés par la deuxième singularité.

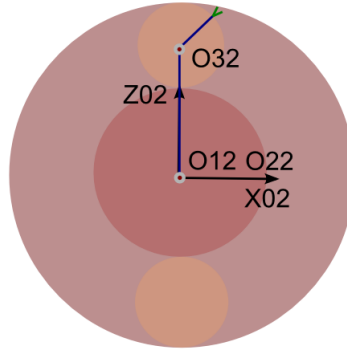


Figure 3.20 – Forme de l'espace de travail du JackBot quand $L_{22} \geq L_{32}$

Dans le second cas (Fig. 3.21), la forme correspondante est plus complexe. De même que précédemment, la première singularité génère une sphère creuse de rayon intérieur égal à $L_{3j} - L_{2j}$ et de rayon extérieur $L_{2j} + L_{3j}$. Le trou intérieur est recouvert par les deux trous sphériques de rayon L_{3j} , comme coloré en brun-sable sur la figure.

Nous constatons que l'espace de travail de JackBot quand $L_{2j} \leq L_{3j}$ est plus contraint que quand $L_{2j} \geq L_{3j}$. Dans le reste de notre travail et dans l'optique d'une synthèse dimensionnelle maximisant la compacité et les performances cinétostatiques sous contrainte d'espace atteignable, nous considérerons pour les deux robots que $L_{2j} \geq L_{3j}$, ce qui génère l'espace représenté figure 3.22.

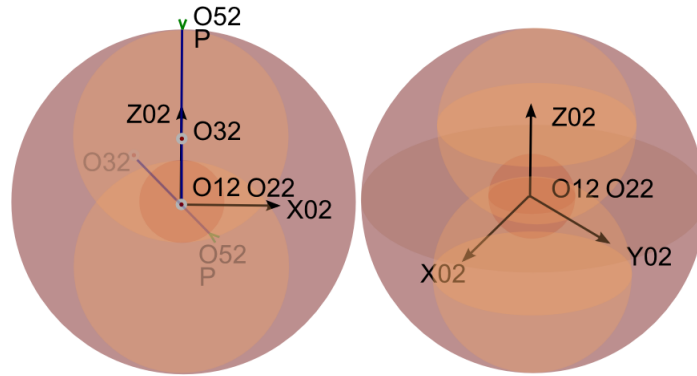


Figure 3.21 – Forme de l'espace de travail du JackBot quand $L_{22} \leq L_{32}$

Pour les deux robots, les autres trous de l'espace de travail qui dépendent des limites articulaires

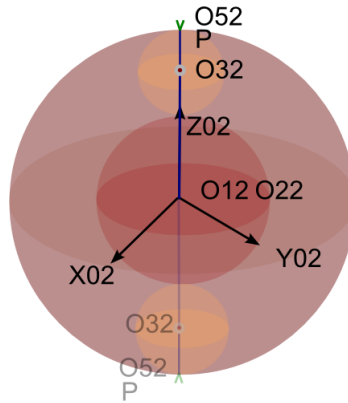


Figure 3.22 – Forme de l'espace de travail du JackBot

ainsi que des collisions entre le torse du robot et les bras ne sont pas pris en compte.

3.3.2 Formulation du problème

3.3.2.1 Préliminaires

Pour chaque opération effectuée à l'aide d'un robot de type LESS à deux-bras, les outils doivent atteindre un ensemble de points, qui sont différents pour chaque bras. Les positions extrêmes de ces points pour les deux opérations effectuées par Wortman dans [Wortman, 2011] sont données dans le tableau 3.4.

L'opération de cholecystectomie consiste à enlever la vésicule biliaire. Pendant l'expérimentation, il n'a pas été possible d'insérer le robot dans le trocart. Pour cette raison, les données fournies sont issues d'une cholecystectomie ouverte. L'opération de colectomie correspond à l'ablation du côlon ; elle s'est déroulée dans les conditions souhaitées.

La forme des volumes contenant l'ensemble de ces points peut être approximée par un ellipsoïde dont les demis plus petits et grands axes sont déterminés à partir des extrema de ces

Position outil bras droit (mm)	X_{02}	Y_{02}	Z_{02}
Cholecystectomie ouverte	[40; 100]	[0; 80]	[−150; 50]
Colectomie <i>in vivo</i>	[0; 120]	[−80; 0]	[−130; 0]
Position outil bras gauche (mm)	X_{02}	Y_{02}	Z_{02}
Cholecystectomie ouverte	[10; 50]	[25; 100]	[−170; 0]
Colectomie <i>in vivo</i>	[5; 60]	[−60; 0]	[−125; 25]

Tableau 3.4 – Données pour les bras droit et gauche

données. Cette approximation s’appuie en partie sur les résultats donnés par Wortman dans [Wortman, 2011]. Et comme les extrema sont différents pour chaque bras, nous obtenons deux ellipsoïdes distincts.

La méthode de détermination des demi-axes de l’ellipsoïde ne garantit pas néanmoins l’inclusion de tous les points comme représenté dans la figure 3.24).

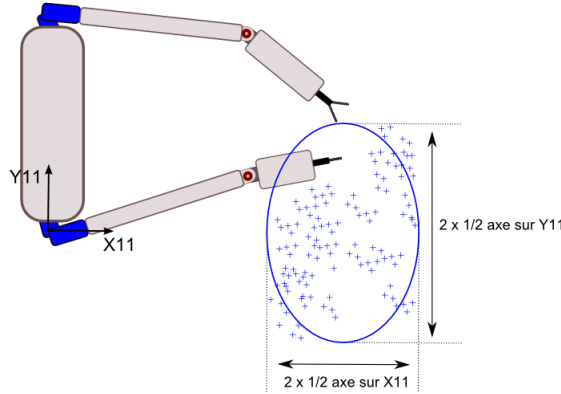


Figure 3.23 – Construction d’un ellipsoïde

D’autre part, n’ayant pas d’informations très précises sur la position des points par rapport à une origine, nous avons considéré que le décalage entre les deux ellipsoïdes (Fig. 3.23) correspond au décalage d’épaule des deux bras, noté $d_{\text{épaule}}$.

Ces choix de modèles d’espace de travail ont un impact important sur les résultats de la synthèse dimensionnelle ; ce sont des conditions à prendre en compte pour une évaluation pertinente des résultats. Nous n’avons pas pu obtenir davantage d’informations sur l’espace de travail pour des motifs de confidentialité et aussi parce que, jusqu’à présent, trop peu de tests ont été réalisés à l’UNL dans cette optique. Une information de type distribution de points/vitesses/forces dans l’espace, aurait été également utile. Cela n’étant pas accessible pour les mêmes raisons, nous considérons un espace avec une distribution régulière.

3.3.2.2 Contraintes

Le premier type de contrainte concerne les limites de l’espace de travail. La forme de l’espace de travail des deux robots a été discutée précédemment. Nous définissons les ensembles S_j , $j = 1..2$ comme étant les deux ensembles des positions M_{ij} des outils, avec

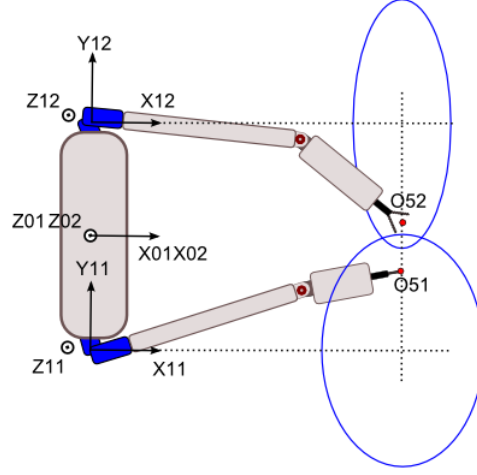


Figure 3.24 – Décalage des ellipsoïdes

$S_j = [M_{1j}; M_{2j}...; M_{nj}]$ (n correspondant au nombre de points). La discrétisation de l'ellipsoïde (Fig. 3.25) pour former S_j a été réalisée avec des pas de 1° de la manière suivante, pour $p \in [0; 180]$ et $q \in [0; 360]$:

$$\begin{aligned} M_{ij_x} &= \text{Centre-ellipse}_x + \text{demi-axe}_x \cos(p \frac{\pi}{180}) \cos(q \frac{\pi}{180}) \\ M_{ij_y} &= \text{Centre-ellipse}_y + \text{demi-axe}_y \sin(p \frac{\pi}{180}) \cos(q \frac{\pi}{180}) \\ M_{ij_z} &= \text{Centre-ellipse}_z + \text{demi-axe}_z \sin(q \frac{\pi}{180}) \end{aligned} \quad (3.19)$$

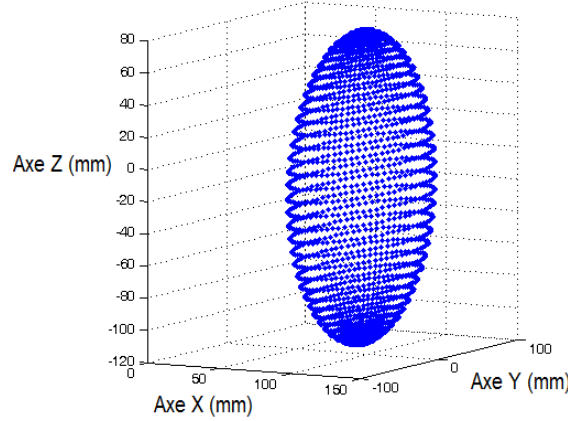


Figure 3.25 – Discrétisation des points de l'ellipsoïde du bras gauche

Nous définissons D_{S_1} et D_{S_2} , les deux ensembles de distances correspondant aux distances de l'origine O_{0j} ($O_{01} = O_{02}$) aux points M_{ij} , avec $D_{S_j} = [d(M_{1j}); d(M_{2j})...; d(M_{nj})]$, $j = 1..2$ et nous définissons $D'_{S_j} = [d'(M_{1j}); d'(M_{2j})...; d'(M_{nj})]$, $j = 1..2$ les deux ensembles correspondant aux distances des points O_{3j} (centre du cercle) aux points M_{nj} .

Partant du fait que $L_{3j} < L_{2j}$ (cf. sous-section 3.2.2), nous devons avoir pour les robots TylerBot et JackBot $L_{2j} - L_{3j} < \min(D_{S_j})$ et $L_{2j} + L_{3j} > \max(D_{S_j})$ pour atteindre tous les

points de la sphère creuse. Pour le robot JackBot, nous devons avoir en plus $\min(D'_{S_j}) > L_{3j}$ pour atteindre tous les points situés en dehors des trous sphériques. Ces trois contraintes d'espace de travail seront notées respectivement $C_{ET_{1j}}$, $C_{ET_{2j}}$ et $C_{ET_{3j}}$ (Fig. 3.26).

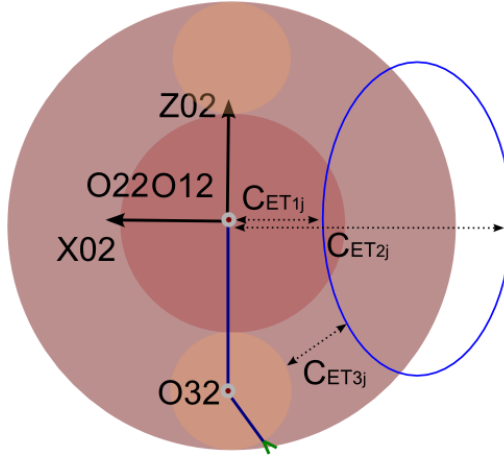


Figure 3.26 – Schéma des trois types de contraintes sur l'espace de travail

Sur la figure 3.26, avec l'ellipsoïde que nous avons représenté en guise d'exemple, on peut voir que les contraintes $C_{ET_{1j}}$ et $C_{ET_{2j}}$ ne seraient pas respectées et que la dernière $C_{ET_{3j}}$ serait respectée.

Le second type de contrainte concerne les collisions entre les bras pendant l'opération. Si l'on se place dans le cas 2D où les bras appartiennent au plan $(X_{0j} Y_{0j})$, on a un risque de collision qui est évité si $\theta_{11} \in [-180^\circ; 0^\circ]$ et $\theta_{12} \in [0^\circ; 180^\circ]$ (Fig. 3.27). Nous choisissons, pour les deux bras, les solutions des modèles géométriques inverses (choix des types de coude) qui respectent cette contrainte pour chacun des deux bras.

Si l'on se place dans un cas 3D, ces interférences peuvent être évitées. Cependant, nous simplifierons le problème en considérant les mêmes limites sur θ_{11} et θ_{12} , comme si nous étions dans le cas 2D, mais au détriment d'une perte de degré de liberté.

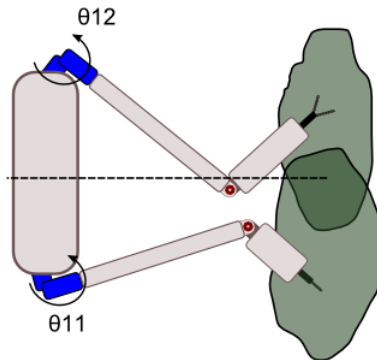


Figure 3.27 – Collisions possibles entre les bras du robot LESS

3.3.2.3 Critère de performances

Performances cinétostatiques : à partir de [Gosselin et Angeles, 1989], nous utilisons pour la synthèse dimensionnelle avec une démarche séquentielle un critère de performance cinétostatique $P_{Dextérité_j}$ tel que défini ci-dessous :

$$P_{Dextérité_j} = \min_{S_j} \left(\frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \right) = \min_{S_j} \left(\frac{1}{\text{Nombre de conditionnement de } J_j} \right) \quad (3.20)$$

Ce critère est local et sans unité ; lorsque sa valeur tombe à zéro, le robot rencontre une position singulière. La plus petite valeur de dextérité est déterminée sur tous les points M_{ij} de S_j .

Ce critère de performance cinétostatique considère implicitement que les caractéristiques des moto-réducteurs sont égales en couple et vitesse et qu'il n'y a pas d'hétérogénéité entre ceux-ci [Merlet, 2006]. Cela revient à effectuer une synthèse dimensionnelle sans tenir compte des caractéristiques des moto-réducteurs.

Pour être pertinent dans l'application, il faudrait tenir compte d'une distribution de la dextérité sur l'espace : certaines zones de l'ellipsoïde exigent de bonnes performances cinétostatiques, d'autres non. Or les tests réalisés jusqu'à présent à l'UNL ne permettent pas de connaître ces distributions. Pour cette raison, nous optons pour un modèle simplifié du problème : la distribution est constante sur tout l'ellipsoïde et nous cherchons à améliorer le minimum de dextérité sur l'espace.

Compacité : le second critère à optimiser dans le problème est la compacité ; ce critère a été défini comme étant la somme des longueurs L_{2j} et L_{3j} , comme suit :

$$P_{Compacité_j} = L_{2j} + L_{3j} \quad (3.21)$$

$P_{Compacité_j}$ est homogène à une longueur exprimée en mm.

3.3.2.4 Fonction objectif

Une méthode d'optimisation basée gradient a été utilisée pour trouver les paramètres optimaux $(L_{2j}; L_{3j})$ satisfaisant aux contraintes et donner les solutions optimales entre compacité et performances cinétostatiques. Il s'agit d'un problème multi-critères. Le problème a été formulé comme suit pour les deux robots, en utilisant la dextérité :

$$\begin{aligned} & \min f_d(X)_j, \text{ avec :} \\ & f(X)_j = (1 - \alpha)(P_{Compacité_j}) - \alpha C_1 (P_{Dextérité_j}), \\ & \text{sujet à } C_{ET_{kj}}(V) > 0, k = 1...3 \end{aligned} \quad (3.22)$$

Avec C_1 un coefficient de normalisation, α un coefficient de pondération entre les deux critères, $\alpha \in [0; 1]$ pour tracer les courbes de Pareto. Un signe $-$ est placé devant $P_{Dextérité_j}$ car la méthode d'optimisation minimise la fonction objectif, le but étant de maximiser la dextérité, et de minimiser la compacité.

3.3.3 Résultats

Cette section présente les différents résultats des optimisations obtenues avec le critère de dextérité. La première partie décrit les résultats de l'optimisation du TylerBot et la seconde ceux du JackBot. Les résultats sur les solutions particulières sont détaillés. Les solutions particulières sont les solutions où :

- On a $P_{Dextérité_j}$ maximale,
- On a $P_{Compacité_j}$ maximale
- On a un compromis entre les deux critères $P_{Compacité_j}$ et $P_{Dextérité_j}$

Pour le cas 3), cela correspond au cas où l'on est proche de variations relatives équivalentes et opposées entre les deux critères, comme défini dans [Miossec et Nouaille, 2011], c'est-à-dire quand :

$$dP_{Compacité_j}/P_{Compacité_j} = -dP_{Dextérité_j}/P_{Dextérité_j} \quad (3.23)$$

Où $dP_{Compacité_j}$ et $dP_{Dextérité_j}$ sont respectivement les variations de la compacité et de la dextérité. Avec cette définition, pour une petite variation du critère sur la courbe de Pareto qui augmente sa valeur d' $\epsilon\%$, l'autre critère sera dégradé d' $\epsilon\%$ également.

Chaque point dans la courbe de Pareto représente une solution optimale $(L_{2j}; L_{3j})$, obtenue en faisant varier le coefficient α . Les graphes représentent uniquement les solutions obtenues pour le bras gauche car les solutions obtenues et leurs interprétations sont similaires pour le bras droit.

3.3.3.1 Résultats pour le TylerBot

La courbe de Pareto du TylerBot optimisé avec la dextérité est représentée figure 3.28 et les graphes donnant l'évolution de la dextérité sur les solutions particulières (1 à 3) sont indiqués figures 3.29 et 3.30. Le détail des solutions obtenues est donné tableau 3.5.

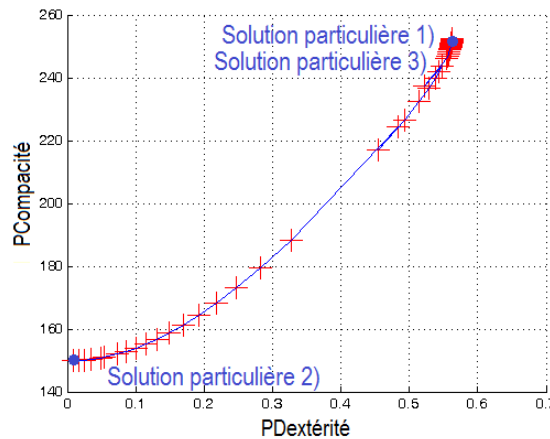


Figure 3.28 – Courbe de Pareto (bras gauche du TylerBot) avec la dextérité

Il faut tout d'abord noter que les points extrémaux sont obtenus pour une valeur de α qui

est respectivement égale à 0 quand la compacité est minimisée et qui est égale à 1 quand la dextérité est maximisée. Or quand α est égal à 0, l'optimisation admet plusieurs couples de solutions $(L_{2j}; L_{3j})$ pour une même compacité : il s'agit de solutions dégénérées (point 2). L'utilisation d'une moyenne de la dextérité sur l'espace de travail pourrait s'avérer judicieuse pour éviter ce problème.

Cette remarque sur l'utilisation d'une moyenne de la dextérité ou d'une moyenne des performances cinétostatiques a déjà été mentionnée dans le paragraphe 3.3.2.1. Dans le cadre de notre contribution, nous utilisons le minima des performances cinétostatiques sur tout l'espace de travail. Quand α est égal à 1, la solution obtenue (point 1) n'est pas une solution dégénérée, il s'agit d'une solution unique comme expliqué après.

Nous constatons ensuite que la solution particulière 3) sur la courbe de Pareto est confondue avec la solution particulière 1). Cela signifie d'un point de vue théorique qu'il est inutile de chercher à améliorer la compacité, sinon au grand détriment de la dextérité. Cependant, d'un point de vue pratique, il est peut-être préférable d'obtenir une meilleure compacité.

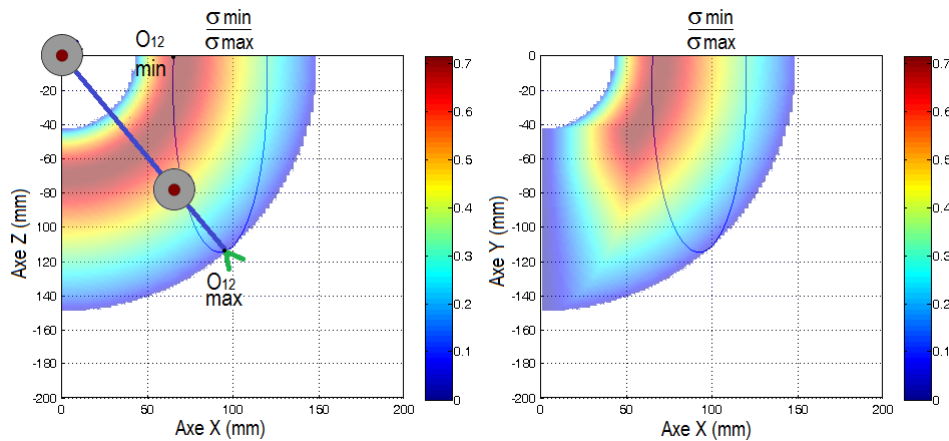


Figure 3.29 – Évolution de la dextérité (bras gauche du TylerBot) sur la solution particulière 2) dans le plan XY et XZ . A gauche, configuration bras tendu pour atteindre le point extrême.

On note sur la figure 3.29 que la solution la plus compacte est obtenue quand l'espace de travail du robot est tangent avec l'ellipsoïde : le point le plus éloigné de l'ellipsoïde est atteint avec une configuration bras tendu. Ceci montre l'optimalité de notre solution.

La figure 3.30 représente la solution où la dextérité est maximisée (solutions particulières 1) et 3)). Sur la figure, les points O_{1j} et O_{1j} correspondent aux points de l'ellipsoïde les plus proches de l'origine O_{12} (épaule du bras gauche).

On remarque sur la courbe de Pareto que $P_{Dextérité_2}$ atteint une limite maximale : il n'est plus possible d'améliorer la dextérité. Pour expliquer cela, nous rappelons que $P_{Dextérité_j}$ est calculée comme étant la plus petite valeur de dextérité entre les deux points O_{1j} et O_{1j} , et que l'on a toujours $L_{2j} \geq L_{3j}$ (cf. définition des contraintes). L'optimisation atteint une limite quand la dextérité sur O_{1j} et O_{1j} est la même.

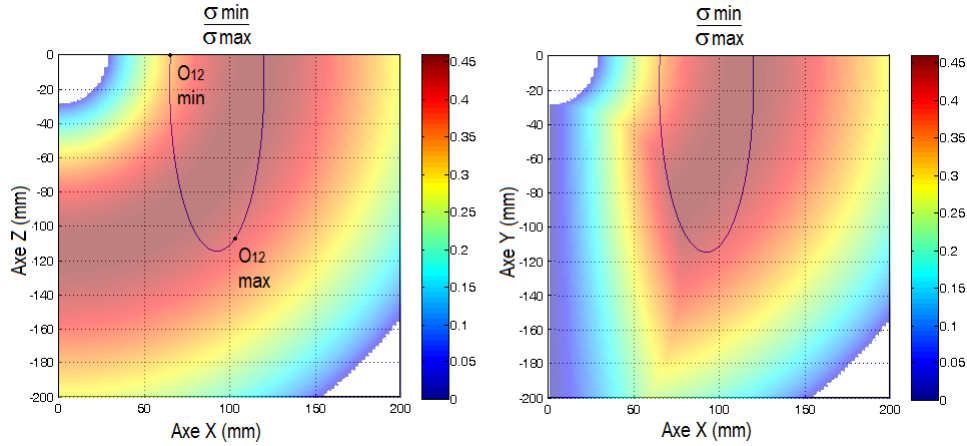


Figure 3.30 – Évolution de la dextérité (bras gauche du TylerBot) sur les solutions particulières 1) et 3) dans le plan XY et XZ

En effet, la dextérité est maximisée sur O_{1j} et O_{1j} en ajustant les longueurs L_{2j} et L_{3j} .
 $\min$ $\max$
Pratiquement, cela revient à sortir de la configuration bras tendu, situation de départ où la compacité est minimale (Fig. 3.29). L'optimisation augmente d'abord L_{2j} et L_{3j} pour améliorer $\sigma_{\min}$ sur point O_{1j} . Une limite est atteinte quand il n'est plus possible d'augmenter la dextérité sur O_{1j} et aussi O_{1j} . Il s'agit de la solution qui maximise la dextérité.
 $\max$ $\min$

	Bras gauche		Bras droit	
	$P_{Compacité} \min.$	$P_{Dextérité} \max.$	$P_{Compacité} \min.$	$P_{Dextérité} \max.$
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(96,37; 53,51)	(91,27; 90,85)	(91,27; 90,85)	(150,95; 125,72)
$P_{Compacité}$ (mm)	149,88	252,38	182,13	276,68
$P_{Dextérité}$	0,009	0,56	0,007	0,46

Tableau 3.5 – Résultats d'optimisation pour les deux bras du TylerBot avec la dextérité

3.3.3.2 Résultats pour le JackBot

La courbe de Pareto du JackBot optimisé avec la dextérité est représentée figure 3.31 et les graphes donnant l'évolution de la dextérité sur les solutions particulières (1 à 3) sont indiqués figures 3.32 et 3.33.

Comme précédemment, la solution 2) où la compacité est minimisée correspond à un point dégénéré. On remarque également que les solutions particulières 1) et 3) sont confondues.

Nous avons, là aussi, plusieurs solutions particulières 2), mais celles-ci sont moins nombreuses par rapport à la solution 2) du TylerBot optimisé avec la dextérité, du fait de la présence d'un trou sphérique dans l'espace de travail (cf. paragraphe 3.3.2.1.).

Les solutions particulières 1) et 3) sont obtenues en augmentant les longueurs de corps

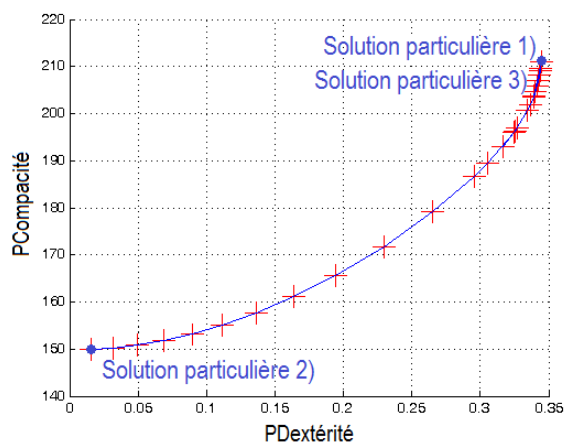


Figure 3.31 – Front de Pareto (bras gauche du JackBot) avec la dextérité

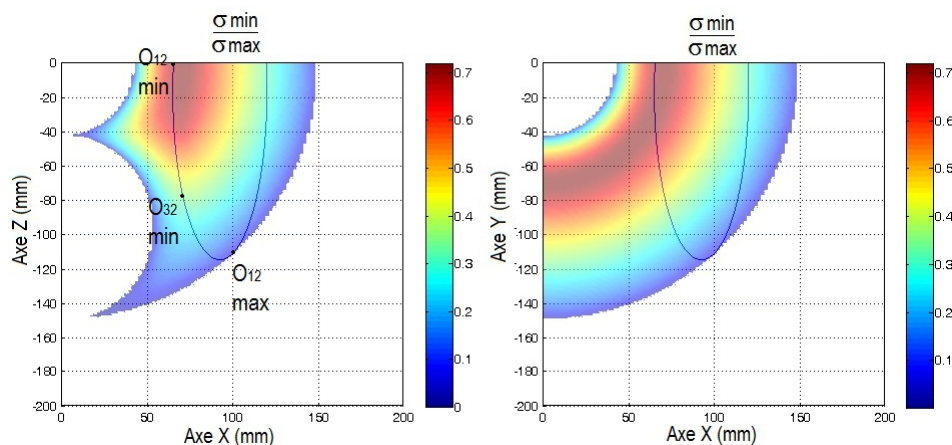


Figure 3.32 – Évolution de la dextérité (bras gauche du JackBot) sur la solution particulière 2) dans les plans XY et XZ

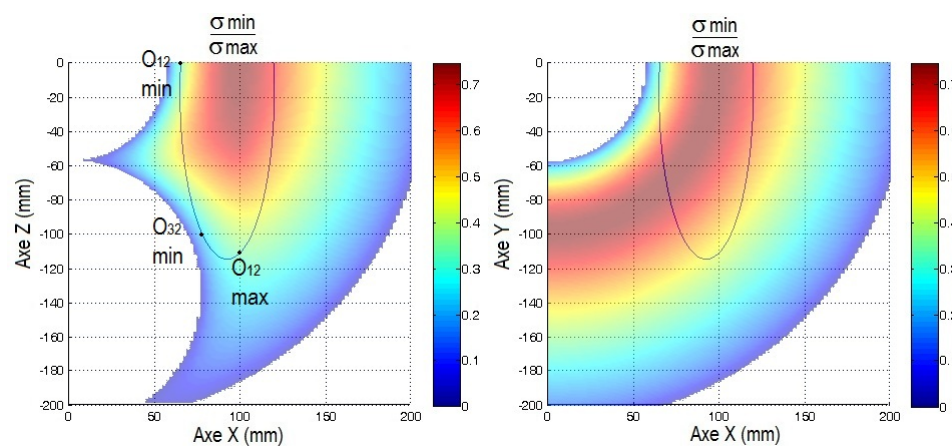


Figure 3.33 – Évolution de la dextérité (bras gauche du JackBot) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XY et XZ

L_{2j} et L_{3j} , de la même manière que pour le TylerBot. En effet, pour éviter la singularité bras tendu sur O_{1j} , l'optimisation cherche à augmenter L_{2j} et L_{3j} . Si L_{2j} augmente seul, on a σ_{min}^{max} qui augmente sur O_{1j} , mais qui diminue sur O_{1j} ; il faut donc augmenter L_{3j} , ce qui revient à augmenter la taille du trou sphérique. Si L_{3j} augmente seul, on augmente la taille du trou sphérique, donc σ_{min}^{min} diminue sur O_{3j} ; pour éloigner cette singularité, il faut augmenter L_{2j} .

Dans les deux cas de figure, l'optimisation augmente L_{2j} et L_{3j} jusqu'à ce que les valeurs de dextérité sur O_{1j} , O_{3j} et O_{1j} soient égales. On peut remarquer que la solution 1) ou 3) obtenue sur le JackBot est moins bonne qu'avec le TylerBot, à cause de la présence du trou sphérique. Les résultats pour les deux bras du JackBot sur les solutions particulières avec la dextérité sont détaillés tableau 3.6. La section suivante présente les résultats d'optimisation dimensionnelle des

	Bras gauche		Bras droit	
	$P_{Compacité} \min.$	$P_{Dextérité} \max.$	$P_{Compacité} \min.$	$P_{Dextérité} \max.$
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(96,20; 53,68)	(134,79; 77,23)	(117,59; 64,54)	(141,02; 88,69)
$P_{Compacité_j}$ (mm)	149,88	212,03	182,13	229,71
$P_{Dextérité}$	0,009	0,34	0,007	0,33

Tableau 3.6 – Résultats d'optimisation pour les deux bras du JackBot avec la dextérité

deux robots en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs. Nous ne détaillerons pas certaines sous-sections pour éviter les redites.

3.4 Synthèses dimensionnelles avec une démarche simultanée

Dans cette section, nous distinguerons les robots TylerBot et JackBot conçus avec une démarche simultanée en les renommant respectivement TylerBot-Si et JackBot-Si.

3.4.1 Formulation du problème

3.4.1.1 Critères de performance

Facteurs de transmission : à partir du travail de Briot [Briot *et al.*, 2010], nous maximisons les coefficients $\min_{S_j}(k_{Vij}^{min})$ et $\min_{S_j}(k_{Fij}^{min})$, calculés comme étant les plus petites valeurs des facteurs de transmission en force et vitesse sur les ensembles S_j . Ces deux coefficients définissent les deux critères de performance cinétostatiques $P_{Vitesse}$ et P_{Force} à maximiser, exprimés comme suit :

$$P_{Vitesse_j} = \min_{S_j}(k_{Vij}^{min}) \quad (3.24)$$

$$P_{Force_j} = \min_{S_j}(k_{Fij}^{min}) \quad (3.25)$$

Ces deux critères de performances dépendent des paramètres de conception interne de l'étape de synthèse dimensionnelle $X_{int} = [L_{2j}; L_{3j}]$ et des paramètres de conception externes, couplés à l'étape 1 : $X_{ext} = [X_{motred1}^T; X_{motred2}^T; X_{motred3}^T]$.

Compacité : le dernier critère à optimiser dans le problème est la compacité et a été défini comme la somme des longueurs L_{2j} et L_{3j} :

$$P_{Compacité_j} = L_{2j} + L_{3j} \quad (3.26)$$

3.4.1.2 Fonction objectif

La même méthode d'optimisation basée gradient a été utilisée pour trouver les paramètres optimaux ($L_{2j}; L_{3j}$) satisfaisant aux contraintes et donner les solutions optimales entre compacité et performances cinéostatiques. Le problème a été formulé comme suit pour les deux robots :

$$\begin{aligned} & \min f(X)_j, \text{ avec :} \\ f_t(X)_j &= \beta[(1 - \alpha)(P_{Compacité_j}) - \alpha C_2 (P_{Vitesse_j})] - (1 - \beta) C_3 (P_{Force_j}), \\ & \text{sujet à } C_{ET_{kj}}(V) > 0, k = 1...3, \end{aligned} \quad (3.27)$$

Avec C_1, C_2, C_3 trois coefficients de normalisation, α et β deux coefficients de pondération entre les trois critères, $\alpha, \beta = [0; 1]$ pour tracer les courbes de Pareto. Un signe $-$ est placé devant $P_{Vitesse_j}$ et P_{Force_j} , car la méthode d'optimisation minimise la fonction objectif et le but est de maximiser la force et la vitesse, et de minimiser la compacité.

3.4.2 Résultats

Comme précédemment, les résultats sur les solutions particulières sont détaillés, sachant que ces solutions particulières sont définies quand :

- $P_{Vitesse_j}$ est maximale,
- $P_{Compacité_j}$ est minimale
- On a un compromis entre les deux critères $P_{Compacité_j}$ et $P_{Vitesse_j}$

Pour le cas 3), on a :

$$dP_{Compacité}/dP_{Compacité} = -P_{Vitesse}/P_{Vitesse} \quad (3.28)$$

Où $dP_{Compacité}$ et $dP_{Compacité}$ sont respectivement les variations de la compacité et de la vitesse. Avec cette définition, pour une petite variation du critère sur la courbe de Pareto qui augmente sa valeur d' $\epsilon\%$, l'autre critère sera dégradé d' $\epsilon\%$ également.

Chaque point dans la courbe de Pareto représente une solution optimale ($L_{2j}; L_{3j}$), obtenue en faisant varier les coefficients α et β . Les caractéristiques des moto-réducteurs sont données tableaux 3.7 et 3.8.

Articulation n^o	1	2	3	4
ω_{max} (rad/s)	0,97	1,11	1,11	/
τ_{max} (Nmm)	1220,61	264,17	264,17	/

Tableau 3.7 – Caractéristiques des moto-réducteurs du TylerBot-A [Wortman, 2011]

Les graphes représentent uniquement les solutions obtenues pour le bras gauche car les solutions obtenues et leurs interprétations sont similaires pour le bras droit.

Articulation n^o	1	2	3	4
ω_{max} (rad/s)	1,5	1,7	1,7	/
τ_{max} (Nmm)	1627,6	1627,6	245,8	/

Tableau 3.8 – Caractéristiques des moto-réducteurs du JackBot-A [Mondry, 2012]

3.4.2.1 Résultats pour le TylerBot-Si

Les courbes de Pareto du TylerBot-Si optimisé avec les facteurs de transmission en force et vitesse sont représentées figure 3.34 et les graphes donnant l'évolution de ces facteurs sur les solutions particulières sont indiqués figures 3.35, 3.36 pour la solution 2) et 3.37, 3.38 pour les solutions 1) et 3). Le détail de ces solutions est donné tableau 3.9.

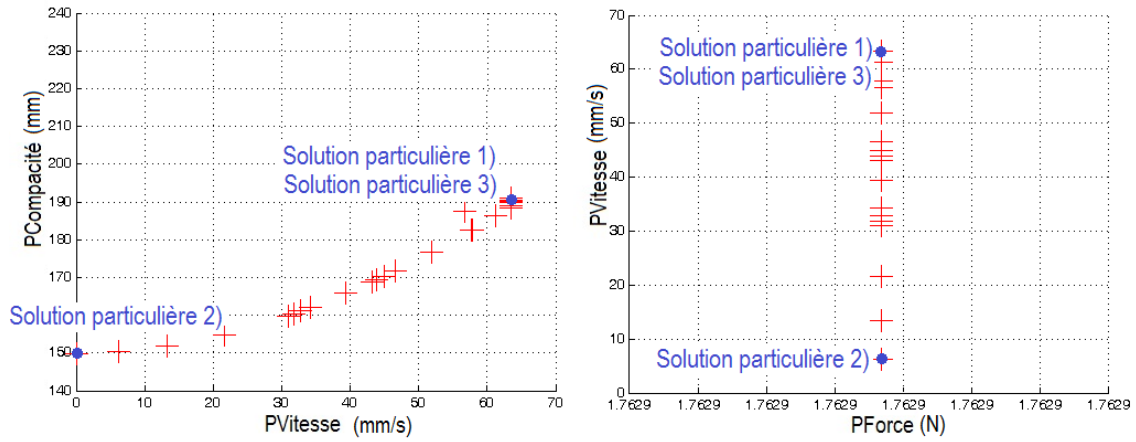


Figure 3.34 – Courbe de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si) obtenue avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité

Il faut tout d'abord remarquer que P_{Force} et $P_{Compacité}$ ne sont pas des critères contradictoires : diminuer les longueurs des bras revient à améliorer la force transmise sur l'effecteur. D'autre part, comme avec la dextérité, la solution 2) correspond au point où α est égal à 0, ce qui correspond à une solution dégénérée : plusieurs couples de valeurs $(L_{3j}; L_{2j})$ existent pour une même valeur de $P_{Vitesse}$. Enfin, la solution particulière 3) est confondue avec la solution particulière 1), comme auparavant pour le JackBot-Si.

Ensuite, nous voyons que P_{Force} a la même valeur de 1.76 N sur le front de Pareto, c'est à dire, pour tout couple $(L_{2j}; L_{3j})$. P_{Force} représente en effet la plus petite force transmise parmi tous les points M_{ij} de S_j . Or k_{Fj}^{min} dépend de la contribution en force de l'un des trois moto-réducteurs et le pire des cas dans S_j dépend uniquement du 2^e moto-réducteur ($T_{21 \ max} = 264.17$ Nmm). La valeur obtenue de 1.76 N est le rapport entre $T_{21 \ max}$ et la distance $O_{1j}O_{1j}^{max}$ ou $d_{max} = 149.84$ mm correspondant au point de l'ellipsoïde le plus éloigné de l'origine O_{11} . Cette valeur est la même pour tout couple $(L_{2j}; L_{3j})$ puisque cette distance est constante et que la contribution du 2^e moto-réducteur est toujours plus petite que les deux autres, pour tout couple $(L_{2j}; L_{3j})$.

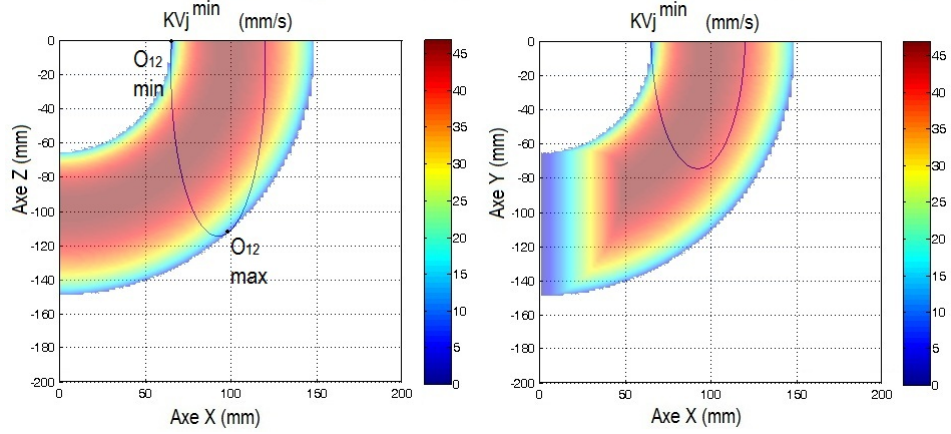


Figure 3.35 – Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si) sur la solution particulière 2) dans les plans XZ et XY

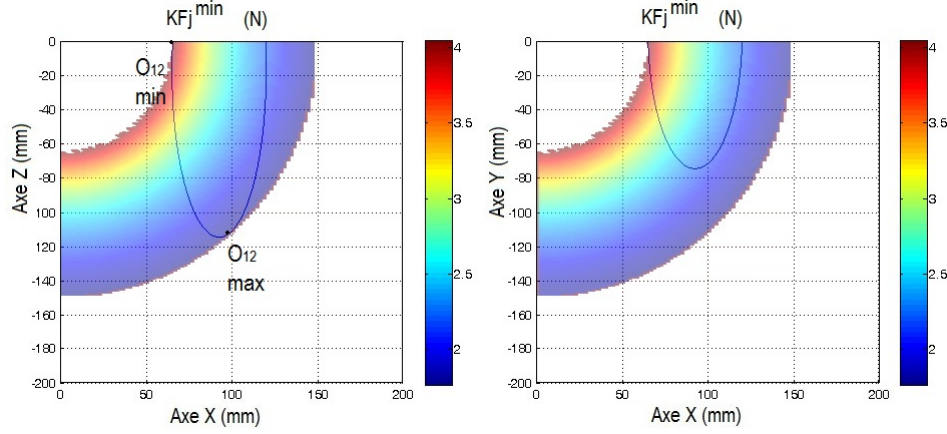


Figure 3.36 – Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si) sur la solution particulière 2) dans les plans XZ et XY

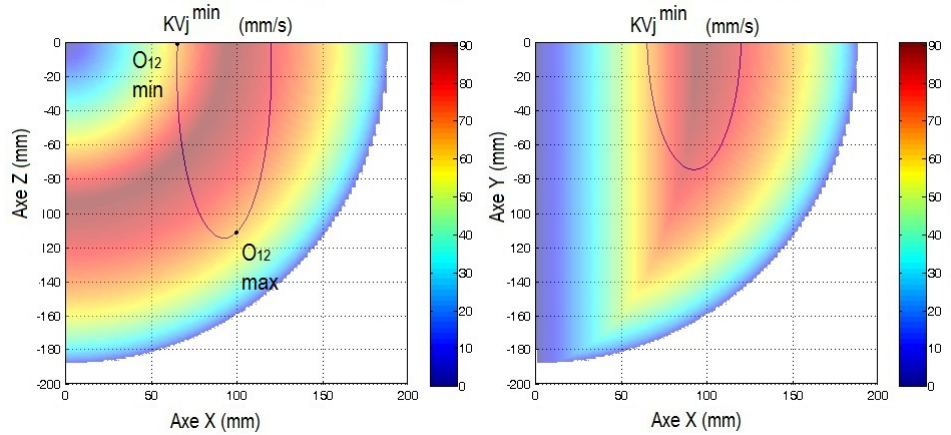


Figure 3.37 – Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XZ et XY

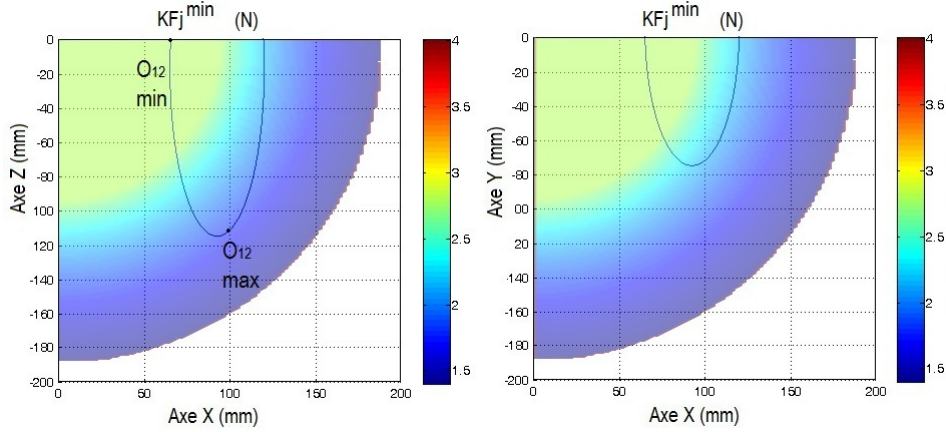


Figure 3.38 – Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si) sur les solutions particulières 1) et 3) confondues dans les plans XZ et XY

Pour la solution 2), on peut voir qu'il existe plusieurs solutions : ici, nous avons représenté celle où l'espace de travail du robot tangente l'ellipsoïde des deux côtés. Dans tous les cas, la somme des longueurs $L_{2j} + L_{3j}$ est égale à d_{max} .

Les résultats des solutions particulières 1) ou 3) montrent qu'il est inutile d'augmenter les longueurs pour améliorer $P_{Vitesse}$: on atteint une limite, comme pour la dextérité. En effet, l'optimisation cherche à augmenter L_{2j} et L_{3j} pour améliorer $P_{Vitesse}$ sur le point O_{1j} , c'est à dire pour s'éloigner le plus possible de la configuration bras tendu. Tant que $P_{Vitesse}$ sur O_{1j} est supérieur à $P_{Vitesse}$ sur O_{1j} , l'optimisation continue à augmenter L_{2j} et L_{3j} . La solution qui maximise $P_{Vitesse}$ est alors atteinte quand k_{Vj}^{min} sur O_{1j} est égal à k_{Vj}^{min} sur O_{1j} . La valeur obtenue de 63.44 mm/s est la contribution en vitesse sur le point O_{1j} et dépend des contributions en vitesse du 2^e moto-réducteur : en effet, elle est la plus petite des trois contributions sur le polytope de vitesses, sur ce point O_{1j} . Elle a la particularité d'être constante, contrairement à la contribution du 3^e moto-réducteur.

Pour expliquer cette valeur, nous précisons que k_{Vj}^{min} sur un point M_{ij} dépend des contributions en vitesses angulaires maximales entre le 1^{er}, le 2^e et le 3^e moto-réducteur ; cette contribution dépend des caractéristiques des moto-réducteurs, des longueurs de corps, mais aussi de la configuration du robot. Ainsi la contribution en vitesse pour le 1^{er} et le 2^e moto-réducteur est le produit des vitesses maximales (0.97 rad/s et 1.11 rad/s) par la distance $O_{1j}M_{ij}$, tandis que pour le 3^e moto-réducteur, la contribution dépend du produit entre L_{3j} et la vitesse maximale (1,11 rad/s) mais aussi de la configuration du mécanisme : quand on se rapproche d'une configuration singulière (c'est-à-dire quand $\theta_{3j} = \pm\pi/2$, avec la convention de paramétrage adoptée), le polytope des vitesses s'aplatit dans la direction perpendiculaire au bras L_{3j} (Fig. 3.39).

Sur le point le plus proche de l'origine, la solution limite qui maximise $P_{Vitesse}$ correspond au produit $V_{11\ max}d_{min}$, où $V_{11\ max} = 0,97\ rad/s$ et $d_{min} = 65,4\ mm$, correspondant à la distance $O_{1j}O_{1j}$: il s'agit de la contribution en vitesse du 1^{er} moto-réducteur sur le point le plus proche de l'origine. Cela peut être vu aussi comme étant le bras de levier de la 1^{re} articulation au point O_{1j} . L'augmentation des longueurs pour améliorer k_{Vj}^{min} est inutile, car $d_{min\ x}$ est constant.

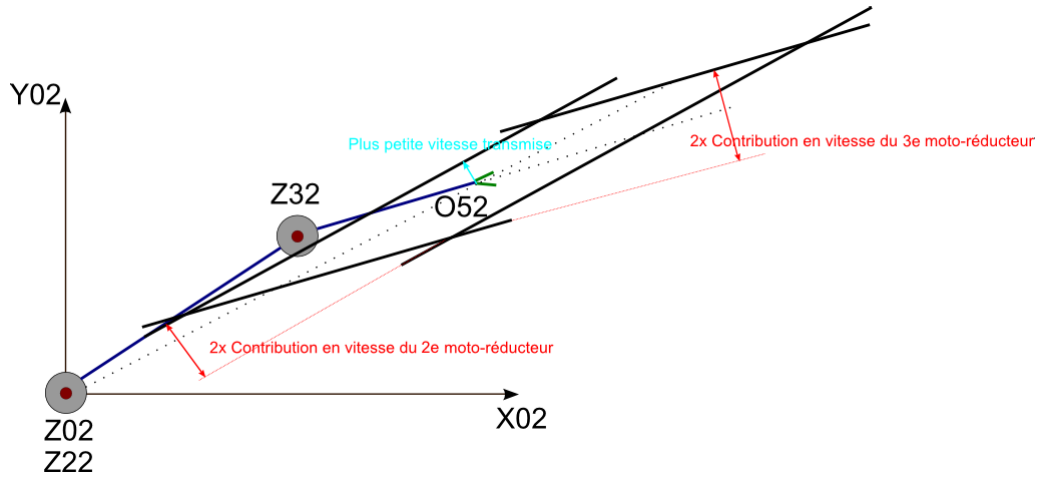


Figure 3.39 – Représentation du polytope des vitesses quand θ_{32} tend vers $\pm\pi/2$ (avec convention de paramétrage adoptée dans le paragraphe concernant la présentation des architectures). Les barres obliques noires correspondent aux contributions en vitesses des 2^e et 3^e moto-réducteur.

Il est intéressant de noter que la contribution en vitesse du 3^e moto-réducteur est supérieure à la contribution en vitesse du 2^e sur ce point O_{1j} , pour le couple $(L_{2j}; L_{3j})$: ce n'est pas la configuration qui est limitante mais la contribution en vitesse du 2^e moto-réducteur. Pour le

	Bras gauche		Bras droit	
	$P_{Compacité}$ min.	$P_{Vitesse}$ max.	$P_{Compacité}$ min.	$P_{Vitesse}$ max.
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(107,64; 42,20)	(94,25; 94,21)	(121,42; 60,67)	(105,25; 105,25)
$P_{Compacité}$ (mm)	149,84	188,46	182,10	210,50
P_{Force} (N)	1,76	1,76	1,45	1,45
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	0,006	63,44	0,009	58,57

Tableau 3.9 – Résultats d'optimisation pour les deux bras du TylerBot-Si avec les facteurs de transmission

TylerBot-Si, tous ces résultats indiquent que :

- La force minimale dépend du 2^e moto-réducteur
- La vitesse minimale dépend du 1^{er} moto-réducteur.

Ces informations peuvent être considérées comme des pistes pour des améliorations futures dans le choix des moto-réducteurs et des éléments de transmission du TylerBot-Si. En particulier, le rapport de réduction de la liaison 2 pourrait être augmenté tandis que celui de la liaison 1 pourrait être diminué.

3.4.2.2 Résultats pour le JackBot-Si

Les courbes de Pareto du JackBot-Si optimisé avec les facteurs de transmission en force et vitesse sont représentées figure 3.40 et les graphes donnant l'évolution de ces facteurs sur les solutions particulières sont indiqués figures 3.41, 3.42 pour la solution 2), et 3.43, 3.44 pour les

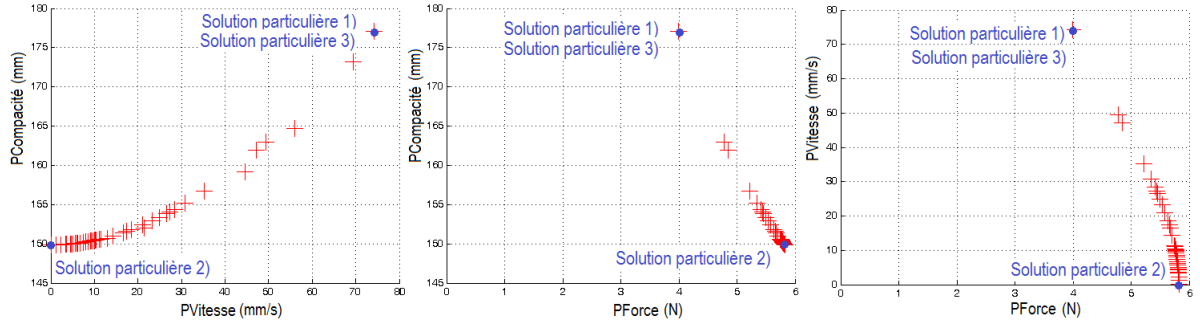


Figure 3.40 – Courbe de Pareto (bras gauche du JackBot-Si) avec les facteurs de transmission en vitesse et force

solutions 1) et 3). Le détail de ces solutions est donné tableau 3.10.

Contrairement aux trois courbes de Pareto précédentes, la solution 2) n'est pas un point dégradé, il existe une unique solution, comme cela sera expliqué par la suite. Il faut aussi noter que P_{Force} varie sur la courbe de Pareto, contrairement à TylerBot-A. Enfin, la solution particulière 3) est confondue avec la solution particulière 1), comme auparavant.

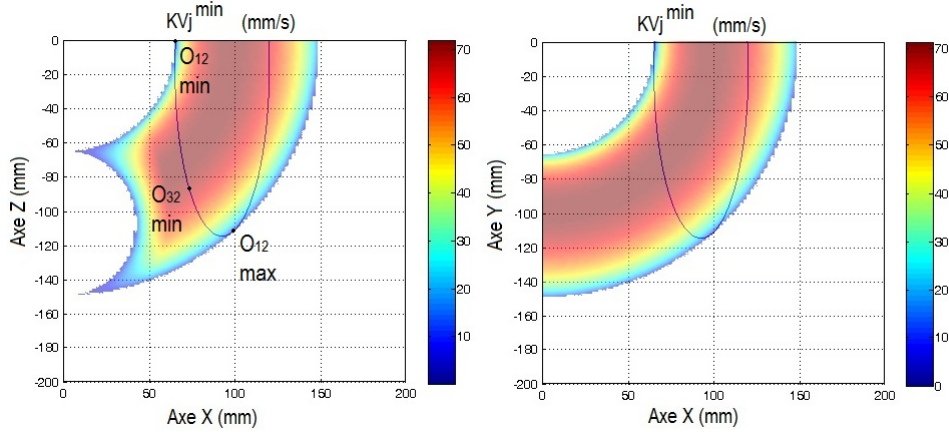


Figure 3.41 – Evolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du JackBot-Si) sur le point 2) dans les plans XY et XZ

On constate qu'une vitesse limite est atteinte sur la courbe de Pareto comme pour le TylerBot-Si, pour les mêmes raisons que celles évoquées précédemment : les résultats de la solution 1) ou 3) montrent qu'il est inutile d'augmenter les longueurs pour améliorer $P_{Vitesse}$.

De plus, les résultats montrent que P_{Force} est variable sur le front de Pareto, mais constant dans l'espace de travail car le 3^e moto-réducteur est toujours le moto-réducteur limitant, pour chaque point M_{ij} . Or quand la compacité est minimisée, une solution qui va maximiser P_{Force} correspond à une longueur L_{3j} minimale et il n'existe qu'une seule solution dans ce sens.

Pour le JackBot-Si, tous ces résultats indiquent que :

- Le 3^e moto-réducteur du JackBot-Si est sous-dimensionné

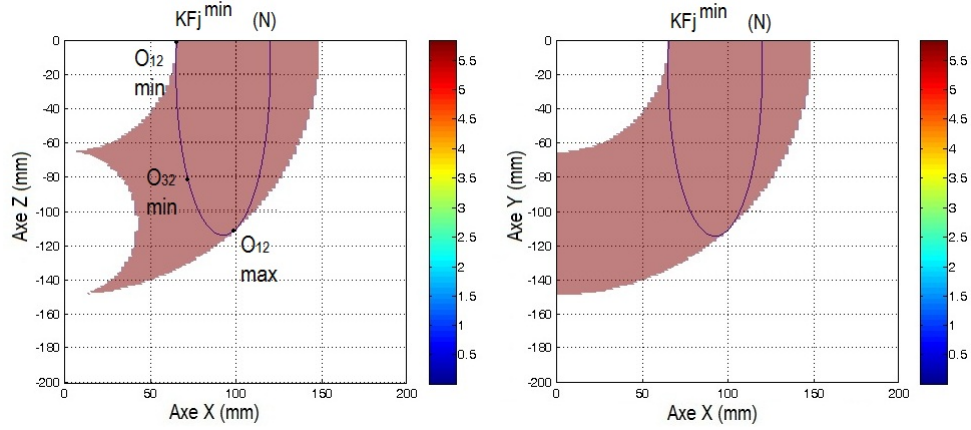


Figure 3.42 – Evolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du JackBot-Si) sur le point 2) dans les plans XY et XZ

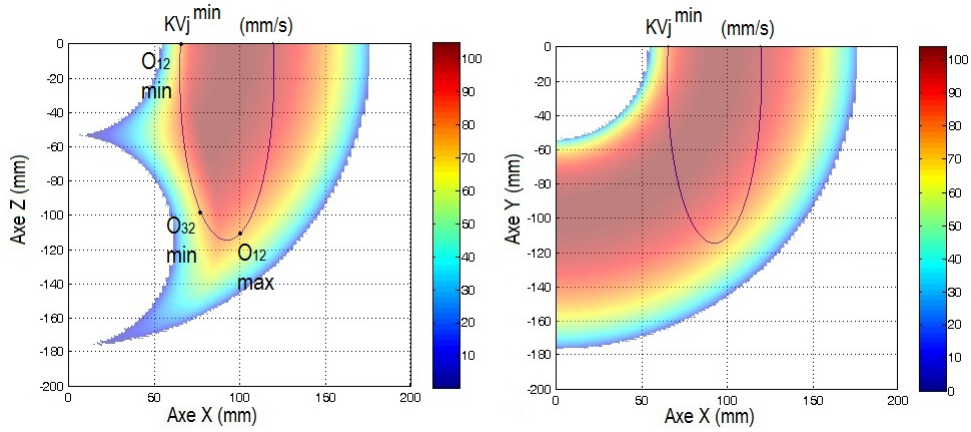


Figure 3.43 – Evolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du JackBot-Si) sur les points 1) et 3) dans les plans XY et XZ

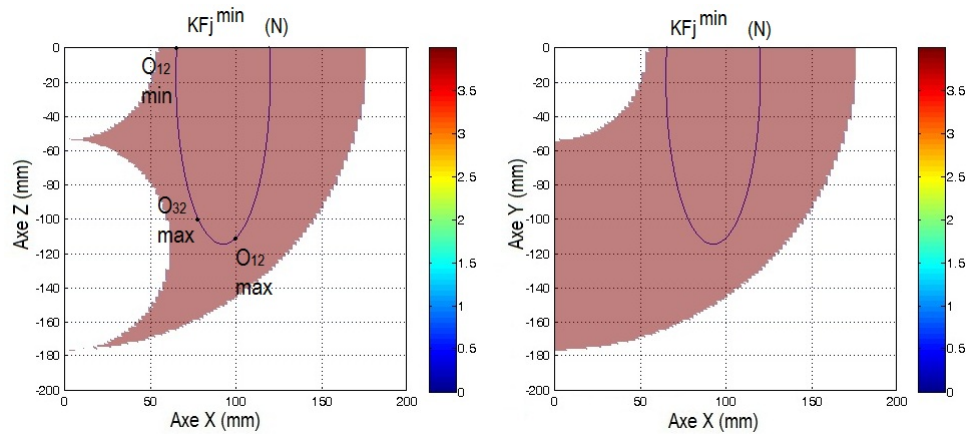


Figure 3.44 – Evolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du JackBot-Si) sur les points 1) et 3) dans les plans XY et XZ

3.5. COMPARAISON ENTRE UNE DÉMARCHE DE CONCEPTION SÉQUENTIELLE ET UNE DÉMARCHE DE CONCEPTION SIMULTANÉE

	Bras gauche		Bras droit	
	$P_{Compacité}$ max.	$P_{Vitesse}$ max.	$P_{Compacité}$ min.	$P_{Vitesse}$ max.
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(107,64; 42,20)	(115,58; 61,53)	(121,42; 60,67)	(124,64; 78,79)
$P_{Compacité}$ (mm)	149,84	177,11	182,10	203,43
P_{Force} (N)	5,82	3,99	4,05	3,11
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	0,01	74,24	0,01	73,99

Tableau 3.10 – Résultats d’optimisation pour les deux bras du JackBot-Si avec les facteurs de transmission

– Le 1^{er} moto-réducteur est sur-dimensionné.

Pour pallier cela, le rapport de réduction de la 1^{re} liaison pourrait être augmenté et le rapport de la 3^e pourrait être diminué.

3.5 Comparaison entre une démarche de conception séquentielle et une démarche de conception simultanée

3.5.1 Comparaison des résultats

Dans le tableau ci-dessous (Tab. 3.11) nous donnons les résultats obtenus avec la dextérité et les facteurs de transmission pour les deux robots, sur les solutions particulières 2).

L’étude de ces données sur la solution particulière 2) montre qu’une seule meilleure solution

	TylerBot	TylerBot-Si
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(96,37; 53,51) ^a	(74,92; 74,92) ^a
$P_{Compacité}$ (mm)	149,88	149,84
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	0	0,006
P_{Force} (N)	1,76	1,76
$P_{Dextérité}$	0,009	0
	JackBot	JackBot-Si
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(96,20; 53,68) ^a	(107,64; 42,20)
$P_{Compacité}$ (mm)	149,88	149,84
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	0	0,01
P_{Force} (N)	4,58	5,82
$P_{Dextérité}$	0,009	0

Tableau 3.11 – Résultats d’optimisation pour le bras gauche du TylerBot et du JackBot avec les deux démarches, sur la solution particulière 2)

^a. D’autres solutions existent, avec la même valeur de P_{Force} , $P_{Compacité}$ et $P_{Vitesse}$ (≈ 0 mm/s) ou $P_{Dextérité}$ (≈ 0).

existe pour la solution la plus compacte du JackBot-Si, alors que ce n’est pas le cas pour les autres résultats, même pour le TylerBot-Si.

Pour expliquer ce point, on rappelle que seule la compacité est recherchée sur la solution 2). A priori, il existe une infinité de couples solutions $(L_{2j}; L_{3j})$ qui respectent la contrainte

$L_{2j} + L_{3j} = O_{1j}O_{1j}^{max}$. Néanmoins, pour le JackBot-Si, une seule solution existe. En effet, l'optimisation cherche la plus petite longueur L_{3j} qui maximise le minimum de force. Ce minimum de force est constant dans tout l'espace S_j car k_{Fj}^{min} dépend uniquement du 3^e moto-réducteur pour tout point M_{ij} de l'espace S_j ; la solution optimale pour le point le plus compact est donc celle qui maximise k_{Fj}^{min} , c'est à dire qui minimise L_{3j} . En résumé pour le JackBot-Si, plus la longueur L_{3j} est petite, plus la contribution en force du 3^e moto-réducteur est élevée.

Pour le TylerBot-Si, k_{Fj}^{min} dépend des trois moto-réducteurs sur l'espace S_j , et pas uniquement du 3^e. Le minimum des k_{Fj}^{min} est atteint pour une configuration bras tendu et la valeur obtenue de 1.76 N est le rapport entre T_{21}^{max} et la distance $d_{max} = 149.84\text{mm}$. Pour le TylerBot-Si, il n'est donc pas pertinent de comparer les résultats obtenus avec la dextérité et les facteurs de transmission sur la solution la plus compacte.

D'autre part, on remarque que P_{Force} a une meilleure valeur sur le JackBot-Si plutôt qu'avec la dextérité sur la solution particulière 2) (compacité minimale). En effet, le critère de dextérité ne tient pas compte d'une répartition différente des contribution en force pour chaque moto-réducteur [Merlet, 2006], ce qui fait que la diminution de la longueur L_{3j} est moins recherchée par l'optimisation qu'avec les facteurs de transmission.

	TylerBot	TylerBot-Si	Gain séquentiel/simultanée
$P_{Compacité}$ (mm)	252,38	188,46	26%
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	63,44	63,44	0%
P_{Force} (N)	1,76	1,76	0%
$P_{Dextérité}$	0,56	0,30	-47%
	JackBot	JackBot-Si	Gain séquentiel/simultanée
$P_{Compacité}$ (mm)	212,03	177,11	17%
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	54,93	74,24	26%
P_{Force} (N)	3,18	3,99	21%
$P_{Dextérité}$	0,34	0,26	-24%

Tableau 3.12 – Comparaison des résultats d'optimisation entre les versions séquentielles et simultanée des robots TylerBot et JackBot sur les solutions particulières 1) et 3)

Une comparaison des résultats d'optimisation entre le TylerBot et le JackBot avec la dextérité sur les solutions particulières 1) et 3), indique que le robot JackBot est moins performant que le robot TylerBot (0,56 pour TylerBot et 0,34 pour JackBot), mais pour une compacité plus élevée sur TylerBot. Or les résultats d'optimisation avec les facteurs de transmission montrent l'inverse : P_{Force} et $P_{Vitesse}$ ont de meilleures valeurs pour JackBot-Si que pour TylerBot-Si et pour une compacité meilleure.

Cette différence est due à la prise en compte des contributions en vitesse et force sur chaque moto-réducteur. Cet écart est étonnant dans le sens où JackBot possède un espace de travail plus contraignant que le robot TylerBot, ce qui est dû au choix technologiques (moteurs moins puissants pour le TylerBot que pour le JackBot). Ceci indique que les performances cinéostatiques pourraient être meilleures avec un choix approprié de moto-réducteurs. Cela montre aussi la nécessité de ne pas choisir des moto-réducteurs uniquement à partir de

contraintes d'intégration, mais aussi en fonction de contraintes d'espace de travail (singularités, espace accessible), c'est-à-dire qu'il serait pertinent de coupler le choix/l'intégration des moto-réducteurs avec la synthèse dimensionnelle.

D'autre part, les différences de résultats pour le JackBot optimisé avec la dextérité et avec les facteurs de transmission montrent le même phénomène qu'auparavant : P_{Force} et $P_{Vitesse}$ ont une meilleure valeur sur le JackBot-Si optimisé avec les facteurs de transmission plutôt qu'avec la dextérité. Le critère de dextérité ne tient pas compte d'une répartition différente des contributions en force et vitesse pour chaque moto-réducteur, ce qui fait que la diminution de la longueur L_{3j} est moins recherchée par l'optimisation qu'avec les facteurs de transmission. Ces travaux d'optimisation et de comparaison ont fait l'objet de publications dans [Drouin *et al.*, 2013a] et [Drouin *et al.*, 2013b].

Le résumé de la comparaison entre facteurs de transmission et dextérité est donné dans ce paragraphe : par rapport à un indice comme la dextérité [Gosselin et Angeles, 1989] ou la manipulabilité [Yoshikawa, 1985], les facteurs de transmission présentés dans [Briot *et al.*, 2010] sont plus appropriés lorsque les caractéristiques des moto-réducteurs sont connues.

Nous rappelons l'intérêt d'utiliser les facteurs de transmission :

- L'hétérogénéité des moto-réducteurs est prise en compte
- Si la dextérité ou la manipulabilité sont utilisées, un compromis implicite est fait entre les vitesses et les forces, alors que les facteurs de transmission permettent l'étude des vitesses et des forces de manière indépendante
- Les paramètres d'entrée des moto-réducteurs (force, vitesse) ne sont pas des ellipsoïdes de vitesse ou de force, mais des boîtes qui représentent la réalité physique
- La dextérité ou la manipulabilité donnent des valeurs entre $[0; 1]$ et $[0; \infty]$, tandis que k_{Vij}^{min} et k_{Fij}^{min} donnent des valeurs plus facilement interprétables dans un objectif de conception.

3.5.2 Perspectives

Dans la mise en place d'une démarche de conception simultanée, nous avons formalisé le dimensionnement des corps du robot pour améliorer la compacité globale, en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs. En effet, la synthèse dimensionnelle a été réalisée à l'aide des facteurs de transmission -critères cinéostatiques qui tiennent compte des caractéristiques des moto-réducteurs-, au lieu de critères de performances comme la dextérité ou la manipulabilité qui n'en tiennent pas compte.

Les résultats montrent qu'une structure mécanique meilleure d'un point de vue des performances cinéostatiques avec la dextérité est moins bonne avec les facteurs de transmission. D'autre part, les résultats recueillis avec les facteurs de transmission permettent de voir l'intérêt de redimensionner certains moto-réducteurs.

Le dimensionnement des corps est effectué de manière optimale, pour des caractéristiques de moto-réducteurs données, ce qui n'avait pas été fait auparavant.

Comme pour le chapitre 2, nous nous sommes appuyés sur une structure existante pour réaliser la synthèse dimensionnelle sur un modèle enrichi de la structure. Idéalement, une optimisation simultanée pourrait être réalisée entre le dimensionnement des moto-réducteurs,

des corps, sous contraintes d'intégration. Cela serait possible uniquement car le concepteur a déjà fait des choix de conception sur la structure.

3.6 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons présenté la mise en place d'une démarche simultanée pour la conception de robots de chirurgie mini-invasive LESS possédant une architecture 2R-R-R. La démarche reste séquentielle, mais vise la simultanéité en effectuant une rétroaction sur le processus car nous formalisons la synthèse dimensionnelle en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs, pour viser une compacité optimale.

Deux démarches de conception ont été comparées : une démarche de conception séquentielle et la démarche simultanée. Pour la démarche séquentielle, la compacité et la dextérité constituent les critères de performance, tandis que pour la démarche simultanée, il s'agit de la compacité, des vitesses et forces transmises qui constituent les trois critères de performance. Dans les deux cas, les dimensions des corps ont été optimisées pour donner au concepteur les solutions donnant le meilleur équilibre entre la dextérité ou les vitesses/forces transmises et la compacité.

Deux robots ont été optimisés avec ces deux démarches, chacun ayant une architecture 2R-R-R. La comparaison de tous les résultats montre qu'avec la démarche séquentielle, le TylerBot a de meilleures performances que le JackBot, alors qu'avec la démarche simultanée c'est l'inverse. D'autre part, à l'aide d'un critère de performances cinétostatiques adapté, les résultats avec la démarche simultanée montrent le sous-dimensionnement de certains moto-réducteurs ; en particulier, il serait préférable de redimensionner les moto-réducteurs des 1^{ère} et 3^e liaisons du JackBot-A et les moto-réducteurs des 1^{ère} et 2^e liaisons du TylerBot-A pour améliorer les performances cinétostatiques.

Dans le futur, il serait intéressant d'avoir des informations plus précises sur le volume atteignable, les distributions des vitesses/forces à atteindre sur les effecteurs dans l'espace de travail, et la variabilité du volume à atteindre.

Ces résultats montrent aussi qu'une optimisation simultanée entre la synthèse dimensionnelle et le dimensionnement des moto-réducteurs pourrait être réalisée, sous contraintes d'espace de travail, d'intégration et de collisions plus réalistes.

Il faut remarquer que nous pourrions nous situer à mi-distance entre une vision séquentielle et simultanée de la conception : séquentielle dans le sens où nous aurions besoin d'avoir les premiers résultats de conception pour restreindre les choix de conception, ou le paramétrage d'une optimisation simultanée.

Vers une conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive ; besoin en méthode de conception mécatronique

Résumé:

Dans ce chapitre, nous effectuons l'optimisation simultanée de la synthèse dimensionnelle et du dimensionnement des moto-réducteurs d'un robot de chirurgie mini-invasive, puis nous présentons une démarche de conception mécatronique adaptée aux contraintes de conception spécifiques en robotique médicale. Pour la conception simultanée du robot, nous proposons tout d'abord le choix du type d'actionneurs et de réducteurs : un modèle de moto-réducteur idéal est élaboré à partir des données constructeur pour une relation polynomiale optimale reliant les grandeurs caractéristiques. L'optimisation simultanée du robot tient compte des contraintes d'intégration physique du groupe moto-réducteur, pour chaque liaison. Nous effectuons une comparaison des résultats ici obtenus avec ceux du chapitre 3 pour la conception du TylerBot-Si et montrons un gain en performances cinétostatiques important, en forces et vitesses transmises ($>10\%$). A partir de ces expériences de conception et celles des chapitres précédents, nous pensons que la conception mécatronique est un point de vue intéressant pour viser la simultanéité dans le processus de conception. Il s'agit d'une démarche dans le sens qu'elle vise l'intégration fonctionnelle, multi-disciplinaire et physique. Pour la réduction de la compacité et de la masse d'un robot médical, elle est alors tout à fait indiquée. Nos résultats montrent qu'il y a un besoin de formaliser une méthodologie de conception mécatronique dédiée à la conception de robots médicaux, située à mi-distance entre des visions séquentielle et simultanée au sens strict de la conception.

Sommaire

4.1	Partie 1 : vers une conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive	109
4.1.1	Choix des moto-réducteurs, contraintes d'intégration	109

4.1.2	Formulation du problème d'optimisation	110
4.1.2.1	Modélisation des données	110
4.1.2.2	Contraintes	112
4.1.2.3	Critères de performance	112
4.1.2.4	Fonction objectif	113
4.1.3	Résultats	113
4.1.4	Comparaison entre TylerBot-Si et TylerBot-Si2, perspectives	116
4.2	Partie 2 : besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale	117
4.2.1	Conception de produits	117
4.2.1.1	Processus de conception et de développement	117
4.2.1.2	Exemple	117
4.2.1.3	Démarche d'ingénierie simultanée	118
4.2.2	La démarche de conception mécatronique	119
4.2.2.1	Caractéristiques du produit mécatronique	119
4.2.2.2	La mécatronique, une démarche d'intégration	121
4.2.3	Besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale	122
4.3	Conclusion du chapitre	124

4.1 Partie 1 : vers une conception simultanée d'un robot de chirurgie mini-invasive

La logique finale des démarches de conception précédentes est de tendre vers une conception simultanée de toutes les étapes du processus à partir de la structure existante. Cette section présente l'optimisation simultanée du dimensionnement des corps et des moto-réducteurs d'un robot de chirurgie mini-invasive. Sous contraintes d'intégration physique, nous cherchons le meilleur dimensionnement des moto-réducteurs et des corps du robot renommé TylerBot-Si2 pour maximiser ses performances cinéto-statiques et améliorer la compacité globale de sa structure. Les résultats de conception seront comparés avec ceux obtenus dans le chapitre 3.

4.1.1 Choix des moto-réducteurs, contraintes d'intégration

En se basant sur les précédents rapports de conception [Mondry, 2012], [Wortman, 2011], le type de moteur choisi (catalogue Faulhaber) est un micromoteur CC à métaux précieux (très bonne dynamique) et les réducteurs sont à planétaires (faible poids). De plus, vu la façon dont les bras robotisés sont insérés dans le trocar (Fig. 4.1), les contraintes de longueur et de diamètre sur les moto-réducteurs ne sont pas de même nature. Pour le groupe moto-réducteur de la liaison 1, la contrainte principale est sur le diamètre tandis que pour les groupes moto-réducteurs des liaisons 2 et 3, la contrainte d'intégration est sur la longueur totale du moto-réducteur.

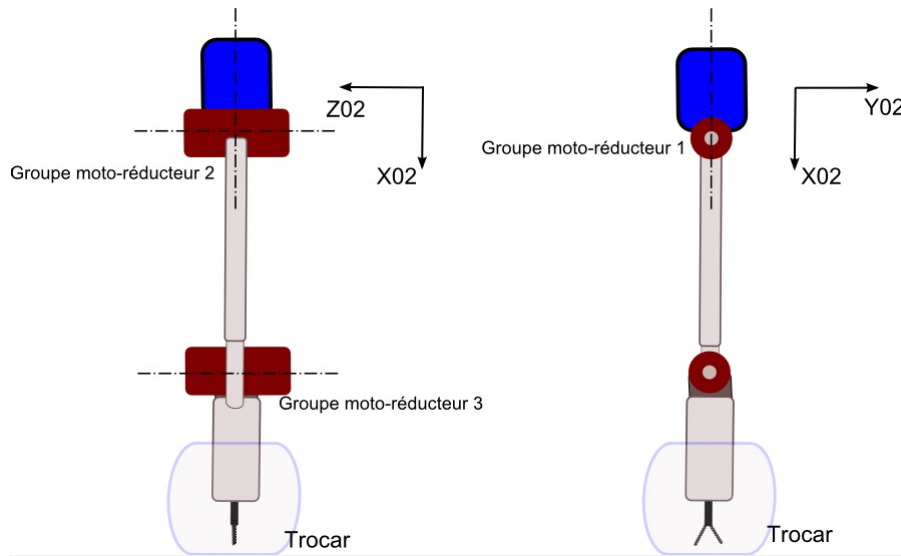


Figure 4.1 – Procédure d'insertion du bras robotisé gauche (la procédure est la même pour le bras droit)

N'ayant pas d'informations précises sur ces contraintes d'intégration physiques des moto-réducteurs (Mondry parle de diamètres variant de 50 à 30 mm), nous fixons pour le groupe moto-réducteur 1 une valeur intermédiaire, c'est à dire 40 mm. La longueur maximale des groupes moto-réducteurs 2 et 3 correspond aussi à cette valeur. Toutes les combinaisons possibles de moteurs et réducteurs répondant à ce cahier des charges ont été sélectionnées. 762 moto-réducteurs

sont possibles pour la liaison 1, et 176 moto-réducteurs¹ pour les liaisons 2 et 3.

A partir des données fournies par le constructeur pour les 762 moto-réducteurs, nous avons modélisé un moto-réducteur virtuel de la famille en établissant une relation optimale liant les différents paramètres caractéristiques de celui-ci. Ces derniers constituent alors, du fait de leurs expressions analytiques, des grandeurs de conception qu'il nous est facile d'intégrer dans notre algorithme de conception optimale de robot.

4.1.2 Formulation du problème d'optimisation

4.1.2.1 Modélisation des données

Pour réaliser l'optimisation simultanée entre la synthèse dimensionnelle et le dimensionnement des moto-réducteurs, une méthode d'optimisation continue/discrete pourrait être envisagée. Ici, nous avons fait le choix d'une méthode d'optimisation basée gradient. Dans cette optique, une modélisation des données des moto-réducteurs a été effectuée en déterminant les paramètres du polynôme associé à la relation $m_k = P(Cd_k, Vv_k)$, $k = 1, 2, 3$ correspondant à un des deux groupes moto-réducteurs, m_k étant la masse d'un moto-réducteur donné, Cd_k étant son couple de démarrage et Vv_k sa vitesse à vide. Nous expliquerons par la suite pourquoi nous avons choisi d'établir une relation entre m_k , Cd_k et Vv_k . Dans les deux cas (groupe moto-réducteur 1 et groupe moto-réducteurs 2-3), le polynôme caractéristique choisi est de la forme suivante :

$$m_k(Cd_k, Vv_k) = a_0 + a_1 Cd_k + a_2 Vv_k + a_3 Cd_k \cdot Vv_k + a_4 Cd_k^2 + a_5 Vv_k^2 \quad (4.1)$$

Le problème de recherche des coefficients a_i par la méthode des moindres carrés a été posé comme indiqué ci-dessous. On cherche à minimiser une fonction quadratique P_k de la forme :

$$P_k = A_{ik}^T X_k X_k^T A_{ik} - 2 M_{ik}^T X_k^T A_{ik} + M_{ik}^T M_{ik} \quad (4.2)$$

Où :

$$\begin{aligned} A_{ik}^T &= [a_0; a_1; a_2; a_3; a_4; a_5] \\ X_k^T &= [N; Cd_{k_n}; Vv_{k_n}; Cd_{k_n}^T \cdot Vv_{k_n}; Cd_{k_n}^T \cdot Cd_{k_n}; Vv_{k_n}^T \cdot Vv_{k_n}] \\ M_i &= [m_{k_n}] \end{aligned} \quad (4.3)$$

Avec N un vecteur colonne à n composantes unitaires, Cd_{k_n} , Vv_{k_n} et m_{k_n} les vecteurs colonnes des n valeurs de couples, vitesse et masse des moto-réducteur du groupe moto-réducteur k .

De plus, les contraintes sur les a_i sont telles que l'on ait les conditions ci-dessous respectées, aux coins des domaines $[Cd_{k_{min}}; Cd_{k_{max}}]$ et $[Vv_{k_{min}}; Vv_{k_{max}}]$:

$$\begin{aligned} \frac{\partial m_k(Cd_k, Vv_k)}{\partial Cd_k} &\geq 0 \\ \frac{\partial m_k(Cd_k, Vv_k)}{\partial Vv_k} &\geq 0 \end{aligned} \quad (4.4)$$

C'est à dire que la masse m_k augmente quand C_k ou V_k augmente, pour rester cohérent avec la réalité physique. La représentation graphique du polynôme caractéristique pour le groupe moto-réducteurs de la liaison 1 est donnée figure 4.2 et pour le groupe moto-réducteurs des liaisons 2

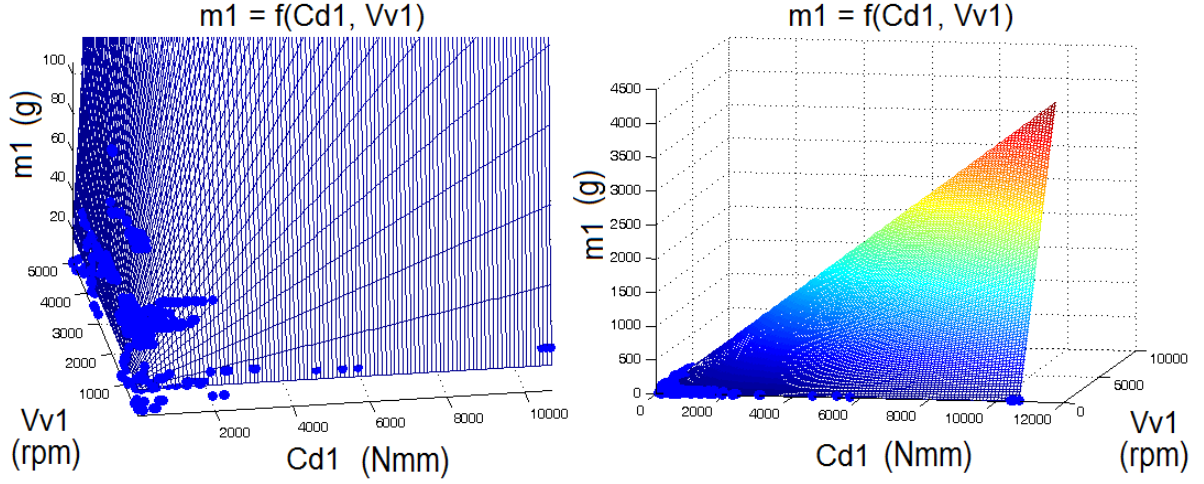


Figure 4.2 – Évolution de m_1 en fonction de Cd_1 et Vv_1 . À gauche, évolution dans les limites réelles, à droite évolution globale

et 3, figure 4.3.

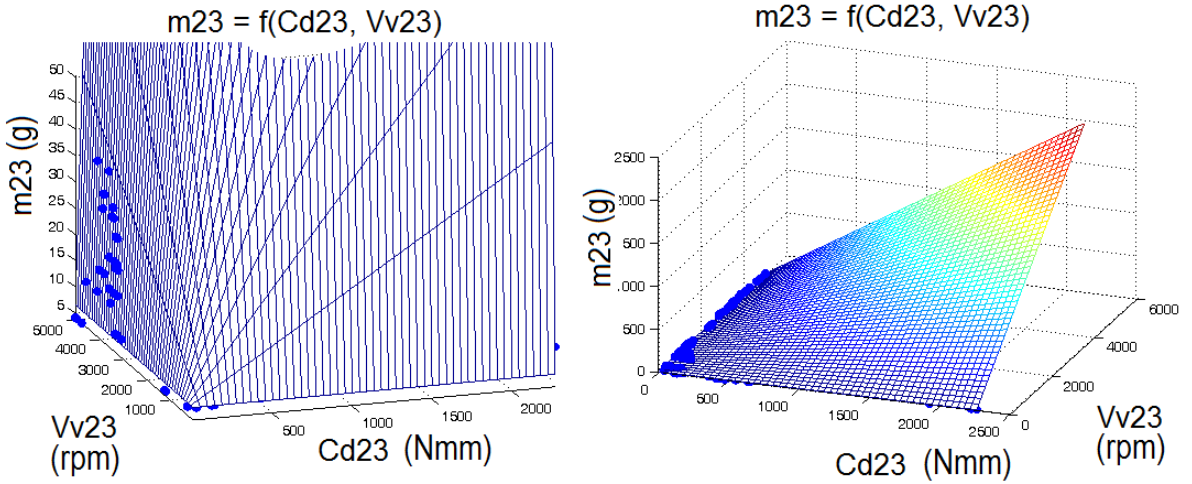


Figure 4.3 – Évolution de m_{23} en fonction de Cd_{23} et Vv_{23} . À gauche, évolution dans les limites réelles, à droite évolution globale

À l'issue de cette modélisation, nous obtenons les résultats suivants, ce qui nous permet, pour le modèle, de relier m_k , C_k et V_k :

$$\begin{aligned} A_{i1}^T &= [17,12; -1,24e^{-4}; 4,37e^{-5}; 7,44e^{-5}; 2,76e^{-18}; -1,74e^{-21}] \\ A_{i23}^T &= [6,26; -4,75e^{-4}; -4,43e^{-4}; 1,90e^{-4}; 5,06e^{-19}; -4,67e^{-22}] \end{aligned} \quad (4.5)$$

4.1.2.2 Contraintes

Le premier type de contrainte concerne les limites de l'espace de travail. Partant du fait que $L_{3j} < L_{2j}$, nous devons avoir pour le TylerBot $L_{2j} - L_{3j} < \min(D_{S_j})$ et $L_{2j} + L_{3j} > \max(D_{S_j})$ pour atteindre tous les points de l'ellipsoïde. Ces deux contraintes d'espace de travail seront notées respectivement $C_{ET_{1j}}$ et $C_{ET_{2j}}$, où D_{S_1} et D_{S_2} sont les deux ensembles de distances correspondant aux distances de l'origine O_{0j} ($O_{01} = O_{02}$) aux points M_{ij} .

L'autre type de contrainte concerne l'intégration physique ; celle-ci a déjà été prise en compte via une pré-sélection des moto-réducteurs dans le catalogue du fabricant.

La dernière contrainte concerne la modélisation des données. Dans la formulation du problème, l'optimisation va chercher les longueurs $[L_{2j}; L_{3j}]$, $j = 1, 2$ correspondant respectivement au bras droit et gauche, et les caractéristiques modélisées des moto-réducteurs optimales $[Cd_{kj}; Vv_{kj}]$ telles que les performances cinétostatiques soient maximisées et la compacité améliorée. Cd_{kj} et Vv_{kj} étant des paramètres d'optimisation du robot, il faut donc imposer une contrainte telle qu'à un Cd_{kj} donné corresponde le Vv_{kj} du moto-réducteur. Il faut aussi imposer une contrainte telle que le couple $[Cd_{kj}; Vv_{kj}]$ corresponde à la réalité, c'est à dire, telle que $m_{kj}(Cd_{kj}, Vv_{kj}) \leq \max(m_{kj_n})$. Trois relations d'inégalité seront écrites, telles que ces contraintes soient respectées. Elles seront notées $C_{Mod_{1j}}$, $C_{Mod_{2j}}$ et $C_{Mod_{3j}}$.

4.1.2.3 Critères de performance

Facteurs de transmission : nous maximisons les coefficients $\min_{S_j}(k_{V_{ij}}^{min})$ et $\min_{S_j}(k_{F_{ij}}^{min})$, calculés comme étant les plus petites valeurs des facteurs de transmission en force et vitesse sur les ensembles S_j . Ces deux coefficients définissent les deux critères de performance cinétostatiques $P_{Vitesse}$ et P_{Force} à maximiser, exprimés comme suit :

$$P_{Vitesse_j} = \min_{S_j}(k_{V_{ij}}^{min}) \quad (4.6)$$

$$P_{Force_j} = \min_{S_j}(k_{F_{ij}}^{min}) \quad (4.7)$$

Ces deux critères de performances dépendent des paramètres de conception de la synthèse dimensionnelle $X_{dim} = [L_{2j}; L_{3j}]$ et des paramètres de conception de l'étape de dimensionnement des moto-réducteurs $X_{motred} = [X_{motred_1}^T; X_{motred_2}^T; X_{motred_3}^T]$, où $X_{motred_i}^T = [Cd_i; Vv_i]$, Cd_i étant le couple de démarrage et Vv_i la vitesse à vide du moto-réducteur.

Compacité : le dernier critère à optimiser dans le problème est la compacité :

$$P_{Compacité_j} = L_{2j} + L_{3j} \quad (4.8)$$

4.1.2.4 Fonction objectif

Une méthode d'optimisation basée gradient a été utilisée pour trouver les paramètres optimaux $[X_{dim}; X_{motred}]$ satisfaisant aux contraintes d'intégration et donner les solutions optimales entre compacité et performances cinéostatiques. Le problème a été formulé comme suit pour les deux robots :

$$\begin{aligned} & \min f(X)_j, \text{ avec :} \\ & f_t(X)_j = \beta[(1 - \alpha)(P_{Compacité_j}) - \alpha C_2 (P_{Vitesse_j})] - (1 - \beta) C_3 (P_{Force_j}), \\ & \text{sujet à } C_{ET_{mj}}(V) > 0 \text{ et } C_{Mod_{kj}}(V) \leq 0, m = 1..3, k = 1..2, \end{aligned} \quad (4.9)$$

Avec C_1, C_2, C_3 trois coefficients de normalisation, α et β deux coefficients de pondération entre les trois critères, $\alpha, \beta = [0; 1]$ pour tracer les courbes de Pareto.

4.1.3 Résultats

Les courbes de Pareto des résultats d'optimisation pour le bras gauche du TylerBot, renommé TylerBot-Si2 sont indiquées figure 4.4 et 4.5.

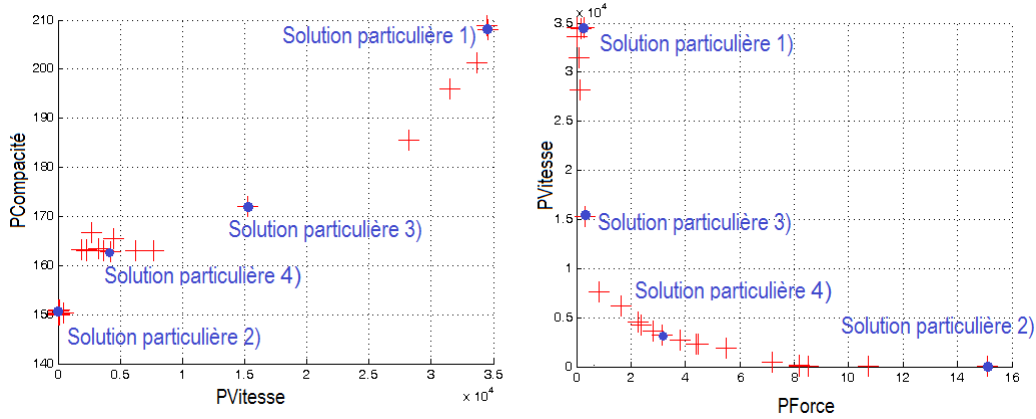


Figure 4.4 – Courbes de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si2) avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité

Chaque point de ces graphes représente une solution $[L_{22}; L_{32}; Cd_1; Cd_2; Cd_3; Vv_1; Vv_2; Vv_3]$ qui maximise les forces et vitesses transmises et minimise la compacité, pour un α et β donné.

Comme pour les résultats du chapitre 3, on constate que les critères de compacité et de force ne sont pas antagonistes. D'autre part, les graphes montrent que du point de vue des variations relatives équivalentes, il vaut mieux privilégier la compacité que la vitesse. Ceci étant, l'analyse des résultats montre qu'il vaudrait plutôt choisir une valeur à mi-chemin entre bonnes forces et vitesses transmises (Tabl. 4.1). Ces résultats montrent aussi que l'optimisation ne choisit pas forcément le moto-réducteur de la liaison 3 le plus fort en vitesse pour la solution particulière 1) et en couple pour la solution particulière 2) : autrement, un sur-dimensionnement est effectué quand les limitations viennent de la première liaison.

Les résultats de la solution particulière 3) montrent que les forces transmises sont très faibles.

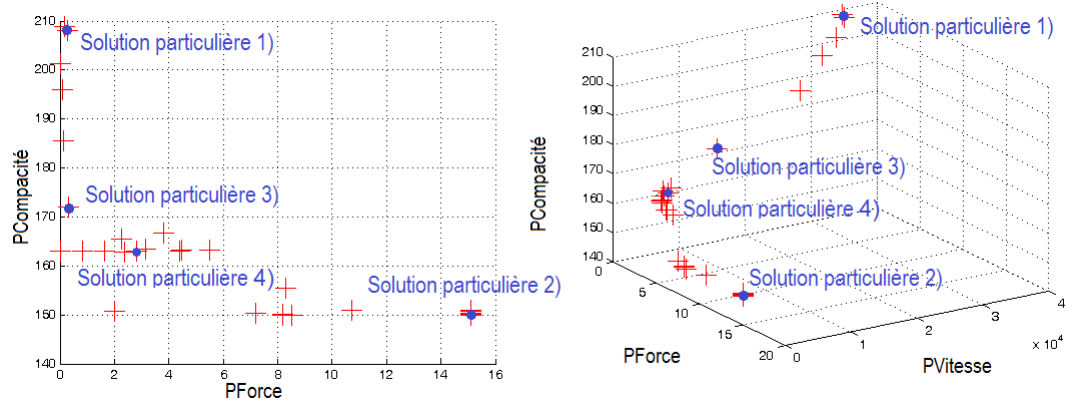


Figure 4.5 – Courbes de Pareto (bras gauche du TylerBot-Si2) avec les facteurs de transmission en vitesse et force et la compacité

	Sol. part. 1)	Sol. part. 2)	Sol. part. 3)
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(115,2; 92,7)	(83,5; 66,3)	(117,6; 83,7)
$(Cd_1; Cd_2; Cd_3)$ (Nmm)	(71,3; 41,1; 37,1)	(10675; 2260; 1008)	(215,8; 61,7; 22,8)
$(Vv_1; Vv_2; Vv_3)$ (rad/s)	(528,8; 528,8; 528,8)	(0,9; 1,1; 1,1)	(528,8; 234,1; 364,4)
$P_{Compacité}$ (mm)	208,0	149,8	172,0
P_{Force} (N)	0,2	15,08	0,2
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	34587	0,008	15259

Tableau 4.1 – Résultats d'optimisation pour le bras gauche du TylerBot-Si2 avec les facteurs de transmission, sur les solutions particulières 1), 2) et 3)

Dans l'optique d'une comparaison avec les résultats du chapitre 3, nous avons choisi une solution qui équilibre forces/ vitesses/ compacité. Pour cette solution particulière 4), on a (Tab. 4.2) :

	Solution particulière 4)
$(L_{2j}; L_{3j})$ (mm)	(87,54; 75,68)
$(Cd_1; Cd_2; Cd_3)$ (Nmm)	(1220,06; 824,44; 416,39)
$(Vv_1; Vv_2; Vv_3)$ (rad/s)	(61,96; 29,18; 57,53)
$P_{Compacité}$ (mm)	163,22
P_{Force} (N)	5,50
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	1855,74

Tableau 4.2 – Résultats d'optimisation pour le bras gauche du TylerBot-Si2 avec les facteurs de transmission, sur la solution particulière 4)

Les graphes donnant l'évolution des facteurs de transmission sur la solution particulière 4) à l'aide des données précédentes de longueurs et pour ces caractéristiques sont représentés figures 4.6 et 4.7.

Il faut remarquer que les caractéristiques des moto-réducteurs de la solution particulière 4) sont issues d'un modèle virtuel de moto-réducteurs. Les caractéristiques réelles les plus proches de

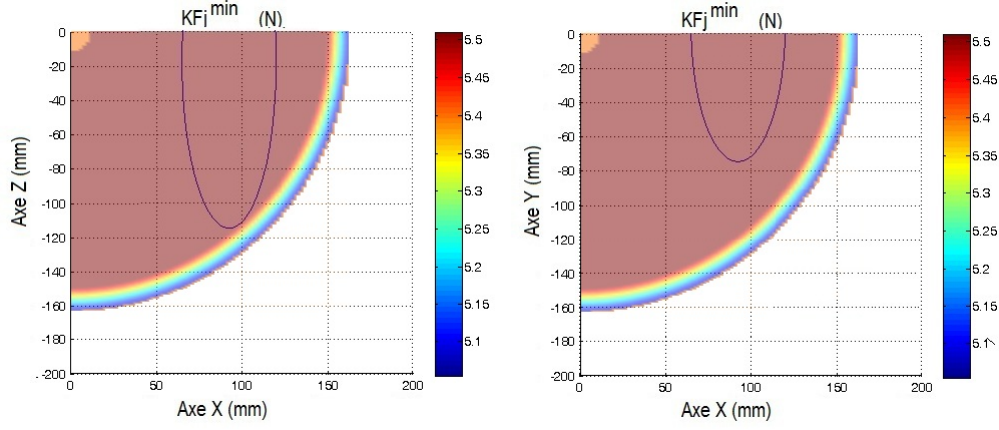


Figure 4.6 – Évolution de k_{Fj}^{min} (en N) (bras gauche du TylerBot-Si2) sur la solution particulière 4) dans les plans XZ et XY

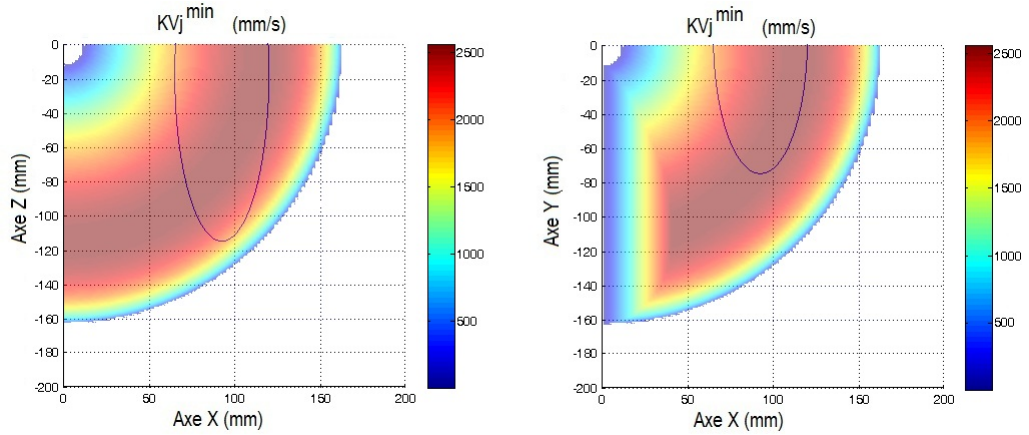


Figure 4.7 – Évolution de k_{Vj}^{min} (en mm/s) (bras gauche du TylerBot-Si2) sur la solution particulière 4) dans les plans XZ et XY

celles-ci, tirées du catalogue Faulhaber initial, sont indiquées ci-dessous, tableau 4.3 :

Comme dans le chapitre 3, une autre optimisation des longueurs des corps pourrait être réalisée

Moto-réducteur	Valeurs réelles catalogue Faulhaber	Référence modèle
Liaison 1	$Cd = 1259,30 \text{ Nmm}$, $Vv = 51,57 \text{ rad/s}$, $m = 60 \text{ g}$	1717T003SR – 16/7
Liaison 2	$Cd = 636,41 \text{ Nmm}$, $Vv = 13,18 \text{ rad/s}$, $m = 10,8 \text{ g}$	0816006SR – 8/1
Liaison 3	$Cd = 636,41 \text{ Nmm}$, $Vv = 13,18 \text{ rad/s}$, $m = 10,8 \text{ g}$	0816006SR – 8/1

Tableau 4.3 – Valeurs réelles proches des caractéristiques virtuelles des moto-réducteurs de la solution particulière 4), et références des modèles du catalogue Faulhaber correspondantes

pour assurer le juste équilibre au niveau des performances cinétostatiques, entre moto-réducteurs et longueurs des corps. On voit par exemple avec ces caractéristiques réelles, que la longueur L_{32} n'a pas besoin d'être sur-dimensionnée pour avoir de bonnes performances : la contrainte principale se trouver sur le 2^e moto-réducteur (cf. résultats du chapitre 3).

Après une nouvelle optimisation des longueurs en tenant compte de ces caractéristiques, on obtient plusieurs couples de solutions minimisant compacité, et maximisant forces et vitesses transmises à l'effecteur. La sous-section suivante présente la comparaison des points extrêmes de cette optimisation -solution la meilleure en vitesse et solution la plus compacte-.

4.1.4 Comparaison entre TylerBot-Si et TylerBot-Si2, perspectives

Les résultats d'optimisation des bras gauche des robots TylerBot-Si et TylerBot-Si2 sur la solution particulière 1) (vitesse maximale) et la solution particulière 2) (solution la plus compacte) sont indiqués tableaux 4.4 et 4.5.

	TylerBot-Si	TylerBot-Si2	Ratio Si2/Si
$(L_{22}; L_{32})$ (mm)	(94,25; 94,21)	(112,02; 67,64)	/
$P_{Compacité}$ (mm)	188,46	202,94	1,07
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	63,44	862,50	13,4
P_{Force} (N)	1,76	4,24	2,4

Tableau 4.4 – Résultats d'optimisation pour le bras gauche sur la solution particulière 1) (vitesse maximisée) du TylerBot-Si et du TylerBot-Si2

	TylerBot-Si	TylerBot-Si2	Ratio Si2/Si
$(L_{22}; L_{32})$ (mm)	(74,92; 74,92)	(87,83; 62,01)	/
$P_{Compacité}$ (mm)	149,84	149,84	1
$P_{Vitesse}$ (mm/s)	0,006	0,05	≈ 1
P_{Force} (N)	1,76	4,24	2,4

Tableau 4.5 – Résultats d'optimisation pour le bras gauche sur la solution particulière 2) (compacité minimale) du TylerBot-Si et du TylerBot-Si2

On voit, dans les deux cas, un gain important en termes de performances cinétostatiques, pour une compacité globalement équivalente. Ces résultats, bien qu'encourageants, sont à relativiser, car nous n'avons pas pris en compte le couple de gravité exercé sur les moto-réducteurs.

D'autre part, les contraintes d'intégration physique des moto-réducteurs ne tenaient pas compte du choix des capteurs et de l'intégration du câblage électrique. Enfin, il serait intéressant de tenir compte d'une loi de commande appliquée aux articulations du robot pour dimensionner au mieux les moto-réducteurs. Dans ce sens, nous pourrions réaliser une stricte intégration des domaines de commande, électrique et en partie mécanique.

Il serait intéressant d'intégrer également la synthèse topologique dans l'évaluation des performances du robot. Nous réaliserions ainsi une conception simultanée entre la partie mécanique, électrique et de commande. Il faut remarquer dans le cadre d'une vision simultanée stricte de la conception, la conception d'un tel robot n'est pas aussi complexe que celle d'un robot parallèle, tel que décrit dans le chapitre 2 : les choix de conception sont moins nombreux. La partie suivante présente la démarche de conception mécatronique. À la lumière de nos expériences de conception, nous concluons sur l'intérêt d'une méthodologie mécatronique pour la conception de robots médicaux.

4.2 Partie 2 : besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale

4.2.1 Conception de produits

4.2.1.1 Processus de conception et de développement

Les démarches de conception de robots dans le chapitre 1 ont présenté plusieurs manières d'aborder le processus de conception. Pettersson dans son découpage [Pettersson, 2008] ne se ramène pas uniquement à un processus de conception, mais aussi au processus de développement du produit. Le processus de conception est une facette du développement du produit qui s'insère dans le cycle de vie du produit [Decreuse et Feschotte, 1998]. Celui-ci correspond à la succession des étapes de transformation du produit, de l'analyse de ses spécifications fonctionnelles jusqu'à sa mise au rebut, en passant par son prototypage et son industrialisation.

Le processus de conception a pour but de créer ou d'améliorer un produit afin de satisfaire un besoin exprimé par une ou plusieurs personnes [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 1 p. 1] ; son industrialisation et sa fabrication sont donc des questions secondaires. La manière de concevoir un produit est importante [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 1 p. 4], et l'industrie s'est rapidement penchée sur la prise en compte de tous les aspects du développement du produit dans le processus de conception.

4.2.1.2 Exemple

Un exemple de démarche du processus de développement est fourni dans [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 2]. Deux points de vue sont distingués : le premier donne une approche globale (Fig. 4.8) et le second correspond au processus de conception (Fig. 4.9).

La phase 0 du processus de développement définit l'évaluation préliminaire du marché pour le produit. Les phases 1, 2 et 3 correspondent au processus de conception. Les phases 4 et 5

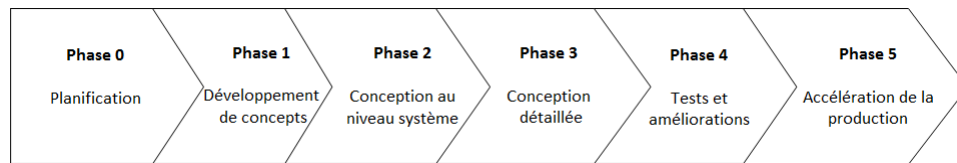


Figure 4.8 – Le processus de développement d'un produit [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 2]

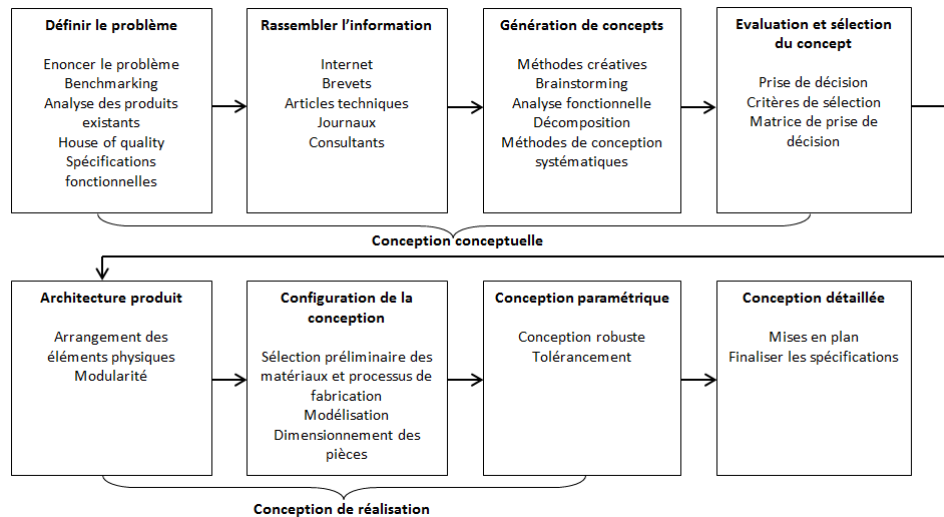


Figure 4.9 – Le processus de conception, d'après [Dieter et Schmidt, 2009]

correspondent aux tests et améliorations du produit.

Concernant le processus de conception, un descriptif des phases et étapes est fourni ci-après :

- La phase de conception conceptuelle correspond au processus par lequel la conception est initiée, en partant d'un grand nombre de solutions possibles répondant au besoin jusqu'à en sélectionner une seule.
- La phase de conception de réalisation correspond à la phase où des décisions sont prises concernant la rigidité, les matériaux, la taille, la forme... c'est-à-dire la phase où tous les éléments physiques du produit sont assemblés.
- La phase de conception détaillée correspond à la phase où la conception est amenée à l'étape d'une description technique complète d'un produit testable et fabricable.

Si les aspects de fabrication sont pris en compte lors de la conception, il n'est pas fait mention de rétroactions, ce qui signifie qu'il n'y a pas ou peu de vision simultanée du processus de conception comme cela pourrait être le cas dans la mise en place d'une ingénierie simultanée.

4.2.1.3 Démarche d'ingénierie simultanée

L'ingénierie simultanée est une démarche de conception qui est apparue dans les années 80 pour «saisir les fenêtres de marché, en réalisant une réduction maximale du cycle de vie

du produit depuis la définition jusqu'à la mise à disposition» [Decreuse et Feschotte, 1998, Section 3]. L'idée est «d'adopter une organisation simultanée pour diviser les procédures, une organisation concourante pour se diriger ou concourir vers le même objectif et une organisation pluridisciplinaire pour partager des compétences».

Il s'agit de répondre à plusieurs besoins en abordant le processus de développement d'une manière globale, avec une motivation essentiellement économique. Le fait d'intégrer les questions de production dans le processus de conception constitue une manière concrète de viser la simultanéité dans le processus car elle vise à diminuer l'effet de la complexité des produits et des pièces qui composent le produit pour faciliter sa production. La recherche d'interdisciplinarité entre les équipes et le travail en projet constituent aussi des réponses à ces questions.

Ce problème de simultanéité n'est pas le même selon la complexité du produit. On sait qu'il est impossible de tout paralléliser, de tout prendre en compte dès le départ dans la conception [Decreuse et Feschotte, 1998] : il est très difficile d'effectuer une conception simultanée au sens strict. On en revient à ce qui caractérise le processus de conception : il s'agit d'un ensemble d'étapes qui nécessitent parfois un rebouclage, c'est-à-dire qu'il s'agit d'un processus séquentiel et itératif [Dieter et Schmidt, 2009, Chapitre 1 p. 8].

La formalisation du processus de conception est une opération délicate qui permet une conception simultanée, mais qui a des limites. Clément se positionne très clairement sur les limites d'une vision simultanée dans la conception d'une structure d'avion : il ramène un travail d'optimisation multidisciplinaire à une conception collaborative [Clément, 2009, Résumé p. 5] : il précise que «le but n'est pas de créer un processus automatique, mais de faciliter les échanges entre les équipes des différentes disciplines».

La formulation suppose en effet l'utilisation d'outils d'optimisation qui automatisent la conception. Malheureusement on ne peut pas (encore) simplement appuyer sur un bouton pour concevoir des produits complexes dans des environnements complexes.

Des exemples d'outils de démarches de conception collaborative peuvent être trouvés dans [Devalan et Deplace, 2010], [Cassier, 2010] et des principes d'une démarche systémique peuvent être étudiés dans [Gres, 2002]. Cette dernière démarche cherche à favoriser l'interaction de tous les acteurs dans un travail de conception, en mettant l'humain au coeur du processus de développement d'un produit. Il existe aussi des méthodes plus spécifiques dans l'optique d'une conception multidisciplinaire MDO² [Bettebghor, 2010], [Kroo, 2004].

La démarche de conception mécatronique est une manière d'aborder la conception de produits dans cette optique d'ingénierie simultanée et se focalise essentiellement sur l'aspect technique de la conception. La sous-section suivante présente cette démarche ; nous verrons ensuite le rapport entre la conception mécatronique et la conception de robots.

4.2.2 La démarche de conception mécatronique

4.2.2.1 Caractéristiques du produit mécatronique

La démarche de conception mécatronique répond principalement à deux problèmes : l'interdisciplinarité des projets de conception et les contraintes d'intégration physiques et

2. MultiDisciplinary Optimization, Optimisation Multi-Disciplinaire

fonctionnelles du produit.

D'après Devalan [Devalan, 2010], un produit mécatronique est au départ un produit mécanique enrichi de composants électriques ou électroniques : celui-ci possède des fonctions supplémentaires grâce à l'utilisation de l'électronique, de l'automatique et de l'informatique, comme la fonction de communication. Des exemples de produits mécatroniques sont donnés figures 4.10 et 4.11.



Figure 4.10 – L'Active Sensor Bearing fabriqué par la société SNR Roulements [SNR]

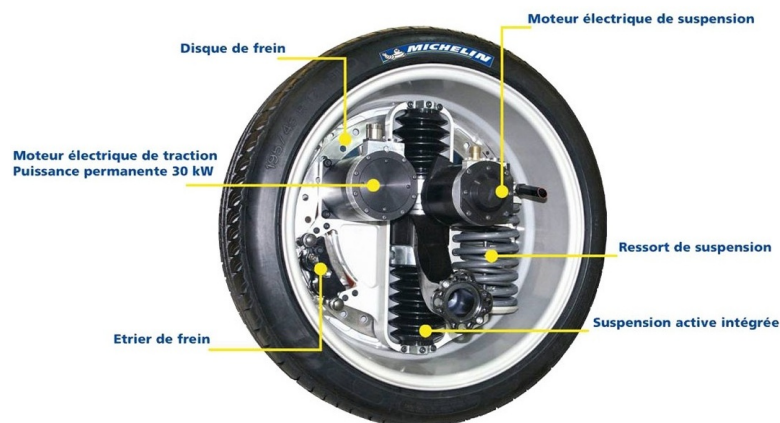


Figure 4.11 – Michelin Active Wheel [Michelin]

L'ajout de fonctionnalités à un produit de nature essentiellement mécanique n'est pas uniquement ce qui caractérise le produit mécatronique. Le produit mécatronique est aussi un produit qui combine plusieurs disciplines, comme par exemple le moteur à courant continu. Ce qui pourrait distinguer les produits mécatroniques, c'est la densité de couplage des paramètres de conception entre les 4 disciplines comme expliqué dans [Devalan, 2010]. Deux exemples sont donnés ci-après pour illustrer ce point de vue :

- On peut dimensionner un bras robotique pour résister à une charge statique puis déterminer la forme de sa section pour les mêmes raisons. Enfin on choisit un moteur pour respecter la dynamique voulue. Or, on sait que le dimensionnement du bras et de sa section vont fortement influencer le choix du moteur, ce qui indique un certain degré de couplage entre un dimensionnement mécanique et électrotechnique.
- En rajoutant la fonction captage à la fonction guidage sur un roulement de type Active Sensor Bearing (Fig. 4.10), il faut repenser la conception pour faire face à des problèmes d'intégration physique. Le choix de la taille du capteur et des éléments mécaniques consti-

tuant le roulement influencent la compacité, ce qui montre une certaine densité de couplage entre un dimensionnement mécanique et électronique.

Ce qui caractérise un produit mécatronique concerne le fait que les choix de conception effectués dans une discipline ont un impact direct sur les choix de conception dans une autre. La recherche de l'interdisciplinarité entre les équipes de conception et la recherche des intégrations physique et fonctionnelle sont trois objectifs poursuivis dans une démarche de conception mécatronique. Le paragraphe suivant précise cet objectif d'intégration en mécatronique.

4.2.2.2 La mécatronique, une démarche d'intégration

Le terme «mécatronique» a été inventé en 1969 par un japonais, de la Yasukawa Electric Company ; depuis, plusieurs définitions sont proposées. En 2008, l'AFNOR a normalisé la définition de la mécatronique (NF E01-010) comme étant une démarche qui vise la synergie entre la mécanique, l'électronique/l'électrotechnique, l'automatique et l'informatique pendant le processus de développement du produit, pour améliorer ou optimiser ses fonctionnalités. D'après cette définition, le résultat de conception obtenu avec cette démarche sera meilleur en effectuant simultanément la conception des 4 disciplines, plutôt qu'en ajoutant les résultats issus de la conception de chaque discipline, comme c'est le cas dans une démarche de conception séquentielle.

Quelques exemples de conception de produits avec cette approche peuvent être trouvés dans [Roos, 2007], [Goodalla et Kortum, 2002] et [Hehenberger *et al.*, 2010]. La conception mécatronique est une démarche d'intégration [Penas *et al.*, 2011] : on cherche à réaliser une intégration fonctionnelle, physique et multidomaine du produit. Un tel exemple de démarche d'intégration fonctionnelle est donné figure 4.12, il concerne un moteur à courant continu.

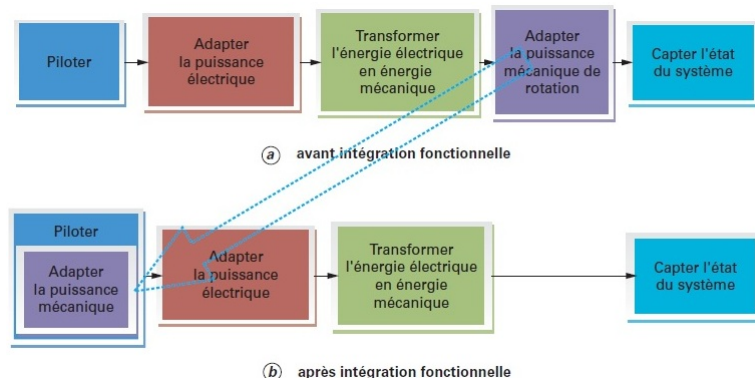


Figure 4.12 – Chaîne fonctionnelle avant et après intégration fonctionnelle, d'après [Penas *et al.*, 2011]

Une démarche d'intégration fonctionnelle conduit rapidement à une meilleure compacité du produit [Penas *et al.*, 2011] et il en découle également un gain en masse. L'intégration physique cherche finalement à accompagner cette intégration fonctionnelle, dans l'idéal en fusionnant les différents éléments du composant, comme représenté figure 4.13. D'après l'auteur, cette démarche crée de fortes contraintes multiphysiques, peu prises en compte dans une démarche de conception où les disciplines sont séparées.

Dans la conception de produits mécatroniques, cet aspect multiphysique de la conception est

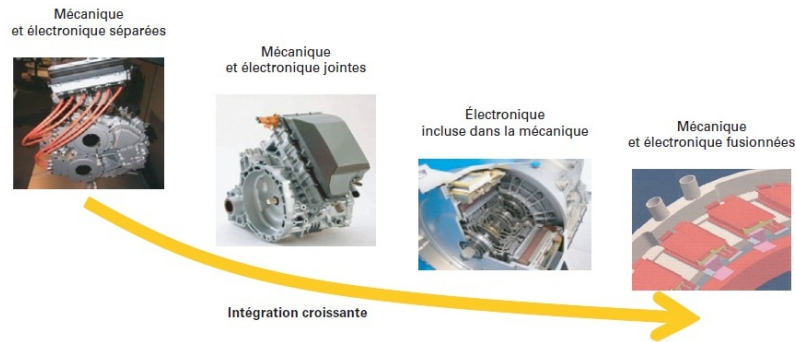


Figure 4.13 – Projet O2M (outils de modélisation mécatronique), d'après [Penas *et al.*, 2011]

un problème important. L'une des difficultés qui en découle est le nécessaire dialogue entre les équipes de conception de domaines différents car la démarche d'intégration multi-domaines vise l'interdisciplinarité entre les équipes de conception. Concrètement, cette démarche vise à coupler les informations ou à faciliter l'échange d'informations³, comme représenté figure 4.14.

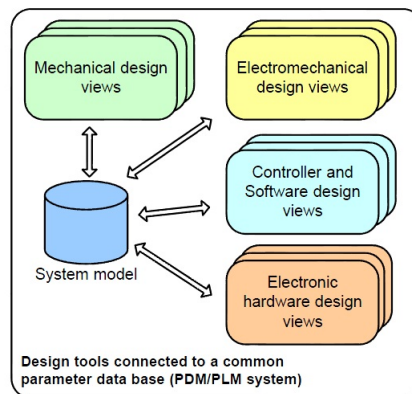


Figure 4.14 – Un modèle, plusieurs vues [Roos, 2007, Introduction p. 6]

4.2.3 Besoin en méthode de conception mécatronique pour la robotique médicale

Parce que les problèmes de conception sont variés et nombreux, les méthodologies de conception mécatronique le sont également, et la recherche en mécatronique vise justement à formaliser des méthodes génériques [Hehenberger *et al.*, 2010]. La démarche de conception mécatronique est tout indiquée pour la robotique médicale : le robot est en effet un produit mécatronique par excellence, mêlant ces 4 disciplines.

En conception mécatronique, l'idéal est de formaliser le processus de conception comme étant un problème d'optimisation multicritères, c'est à dire d'effectuer une stricte intégration

3. Sur la figure, PDM correspond à Product Data Management, en français gestion de données du produit, et PLM pour Product Life Management, en français gestion de cycle de vie du produit

de tous les aspects de conception au tout début du processus [Hehenberger *et al.*, 2010]. Néanmoins, une optimisation simultanée stricte de toutes les étapes de conception a ses limites.

Ainsi, partant d'une structure mécanique enrichie de composants électriques (les moteurs), les chapitres 2 et 3 ont présenté une démarche de conception simultanée pour réaliser la meilleure intégration physique des éléments mécaniques et électriques du robot. Le positionnement global de notre travail est parti implicitement d'une topologie définie et avec un choix de moto-réducteurs établi, comme indiqué figures 4.15 et 4.16.

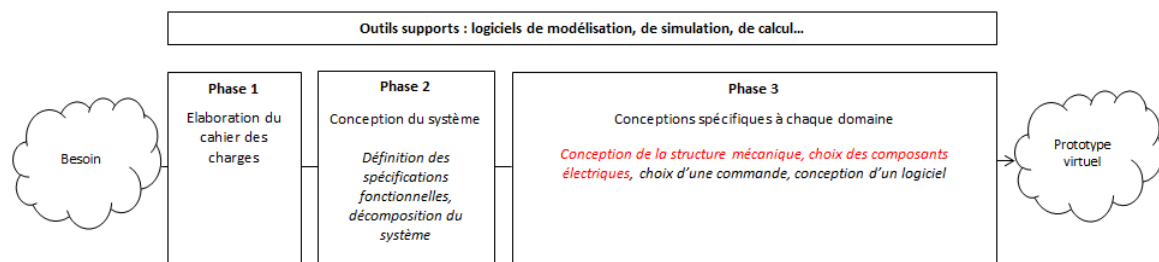


Figure 4.15 – Positionnement de notre travail, niveau global dans le processus de développement d'un robot médical

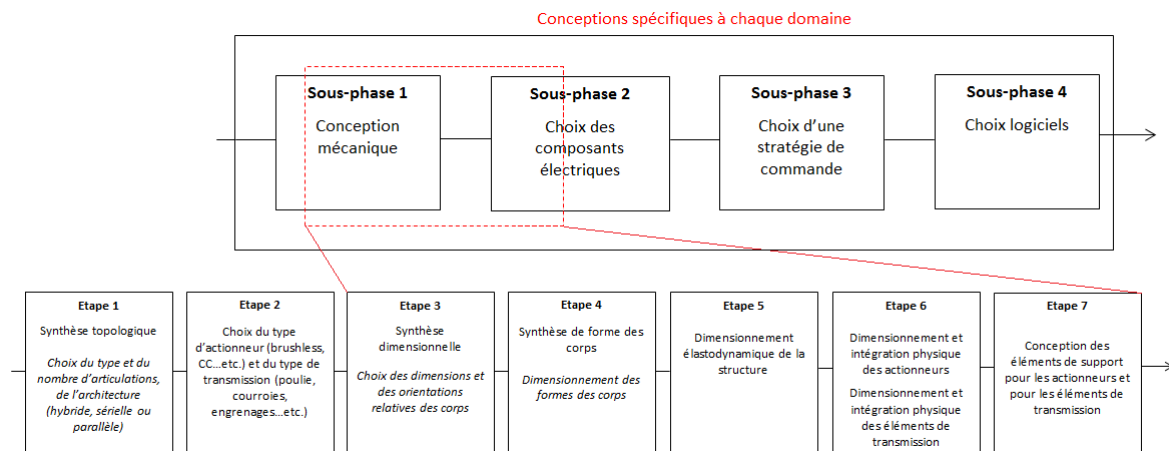


Figure 4.16 – Positionnement de notre travail, au niveau local, dans la phase de conceptions spécifiques à chaque discipline

De plus, certains choix d'intégration physique (positionnement des actionneurs, choix du type de transmission, conception des éléments de supports) avaient déjà été effectués, limitant le nombre de possibilités, donc la complexité de la formalisation. Et finalement, l'intégration des capteurs, la prise en compte du câblage et les aspects de commande n'ont pas été pris en compte ou peu, à part dans l'étude des singularités du mécanisme. Tous ces points mériteraient d'être réabordés dans le futur.

Nous nous sommes positionnés à mi-distance entre des conceptions simultanée et séquentielle, (ou mécatronique et classique), puisque nous avons restreint les choix de conception

dès le départ en optimisant les dimensions d'une structure existante, conçue en partie «à la main». De nombreuses méthodes existent en mécatronique, et la littérature est riche sur ce sujet. Il serait intéressant de formaliser le processus de conception d'un robot en s'inspirant des méthodes existantes et qui tiennent compte de l'aspect itératif.

4.3 Conclusion du chapitre

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons prolongé les travaux du chapitre 3, dans la recherche d'une conception simultanée, appliquée à un robot de chirurgie mini-invasive. Les dimensions des corps et le dimensionnement des moto-réducteurs ont été effectués simultanément. Les résultats montrent un gain en performances cinétostatiques par rapport aux précédents résultats du chapitre 3, qu'il faut nuancer car nous n'avons pas tenu compte de l'effet de gravité et de contraintes d'intégration plus précises.

Une modification du critère de performance cinétostatique pourrait permettre cela. Il serait intéressant de tenir compte de contraintes d'intégration plus précises et d'une loi de commande, pour choisir les moto-réducteurs adéquats.

En seconde partie, nous avons présenté la démarche de conception mécatronique, qui cherche à résoudre des questions d'intégrations fonctionnelles, physiques et multidomaines. Parce que le robot est un objet mécatronique, cette démarche est aussi adaptée à la conception de robots médicaux, elle vise à effectuer une conception simultanée stricte entre 4 disciplines ou du moins y tendre. Des méthodologies existent et pourraient être adaptées pour nos problématiques, indiquant une prospective de recherche, large, si l'on se réfère à l'étendue de la bibliographie concernant la conception mécatronique.

Conclusion et perspectives

La robotique médicale est devenue une discipline à part entière, quelques centaines de robots ont été créés de par le monde au cours des 25 années passées. Les premiers d'entre eux possédaient des structures mécaniques proches de celles que l'on peut rencontrer dans l'industrie, ils étaient parfois même directement élaborés à partir de robots de catalogues. Dans un objectif de mieux répondre aux besoins exprimés, les années récentes ont plutôt vu apparaître des structures dédiées, spécialement conçues pour les applications médicales concernées.

La robotique médicale est passée du stade de discipline d'intégration à discipline de conception. Les problématiques ont ainsi évolué : si l'objectif d'assurer une intégration réussie est toujours présent, celui de concevoir un dispositif mécanique adapté et efficace est devenu prépondérant. Et parce que le champ des applications médicales est très contraignant, la conception en robotique médicale l'est tout autant. Les critères de sûreté, précision, légèreté sont pour le robot médical, parce qu'il intervient en interaction très forte avec l'être humain (robot de chirurgie mini invasive par exemple), en général plus difficiles à respecter qu'en robotique industrielle. La réussite d'un robot médical tient à ses performances en mobilité, en précision, en gage de sécurité... elle tient aussi en son acceptabilité sociétale (par les médecins, les patients, les structures de santé). Concevoir un robot qui puisse servir, qui puisse être utile pour la société, est un enjeu primordial. C'est sur ce volet que s'est positionné le présent travail de thèse et plus particulièrement sur celui de la conception mécanique.

Nous avons montré l'intérêt de disposer de robots médicaux présentant des structures mécaniques dédiées et souligné l'importance de deux objectifs : assurer que le robot ait une faible compacité et une faible masse.

Une conception simultanée stricte, prenant en compte dans sa globalité tous les paramètres de conception, permettrait d'élargir le champs de solutions robotiques pour des applications médicales, en proposant des structures innovantes qui ne soient pas seulement le fruit de l'expérience du concepteur. La formalisation du processus permettrait en effet de prévoir tous les aspects de la conception dès le départ, par exemple en évaluant plusieurs topologies dimensionnées en tenant compte de l'intégration des composants électriques. Pour concevoir des

robots médicaux aussi compacts et légers que possibles, une simultanéité stricte du processus est recherchée.

Ici, nous avons abordé la conception de robots médicaux à l'aide d'une démarche de conception simultanée. Il ne s'agit pas d'une conception simultanée au sens strict : nous nous sommes appuyés sur les résultats initiaux de conception d'un processus essentiellement séquentiel, puis nous avons formalisé l'amélioration de la compacité de deux types de robots médicaux dédiés : un robot de diagnostic (robot de télé-échographie) et des robots d'intervention (robots de chirurgie minimalement invasive).

Pour le robot de télé-échographie, deux démarches ont été présentées : une démarche de conception séquentielle et une démarche de conception simultanée.

Dans la seconde, nous avons effectué une synthèse dimensionnelle en tenant compte des collisions entre les corps, de la présence des actionneurs, éléments de transmission et éléments de supports. Les résultats montrent un gain en compacité de l'ordre de 5%, pour des performances cinéostatiques similaires. Ils sont prometteurs et montrent l'intérêt de formaliser toutes les étapes du processus de conception pour améliorer davantage la compacité. Ils montrent aussi les limites d'une vision simultanée stricte : les choix de conception sont trop nombreux pour être formalisés. Dans ce travail, nous nous sommes situés à mi-distance entre des visions séquentielle et simultanée strictes de la conception.

Pour l'application de chirurgie mini-invasive, le processus de conception de deux robots a été formalisé. Nous avons comparé les résultats de synthèse dimensionnelle de démarches séquentielle et simultanée. Dans la vision séquentielle du processus, le concepteur mécanicien effectue souvent le dimensionnement des corps à l'aide des critères cinéostatiques de dextérité ou de manipulabilité. Dans une démarche simultanée, on tend à effectuer ce dimensionnement en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs. Dans ce but, nous avons présenté un critère de performances cinéostatiques approprié [Briot *et al.*, 2010] pour la synthèse dimensionnelle de deux robots de chirurgie mini-invasive. Les résultats sont intéressants : ils montrent qu'un robot A optimisé en tenant compte des caractéristiques des moto-réducteurs a de meilleures performances cinéostatiques qu'un robot B, alors qu'avec une synthèse dimensionnelle, sans tenir compte de ces caractéristiques, c'est l'inverse. Les données indiquent également l'importance d'effectuer un juste dimensionnement des moto-réducteurs.

Nous avons cherché à nous rapprocher de cette stricte simultanéité en abordant l'optimisation simultanée du dimensionnement des corps et des moto-réducteurs des robots de chirurgie mini-invasive. Dans ce but, un catalogue de moto-réducteurs correspondant aux spécifications a été constitué, puis modélisé, pour permettre l'utilisation d'une méthode d'optimisation basée gradient. Les résultats sont également encourageants, ils montrent qu'un juste dimensionnement simultané des dimensions des corps et des moto-réducteurs conduit à de meilleures solutions en termes de performances cinéostatiques. De plus, cette formalisation du processus pousse à tenir compte d'une loi de commande, de l'intégration des capteurs et des câbles, ainsi que de l'effet de gravité dans le dimensionnement des groupes moto-réducteurs. Nous pensons également qu'en robotique *in vivo* de chirurgie mini-invasive, il serait intéressant d'effectuer une conception modulaire, comme dans le travail de Sallé [Sallé, 2004], pour viser cette simultanéité.

Ces problématiques de conception en robotique médicale (stricte intégration des conceptions

mécaniques, électriques et automatique), sont communes aux problèmes de conception industriels. La conception mécatronique est une déclinaison de l'ingénierie simultanée, qui vise justement à résoudre ces questions de couplage entre étapes. Le développement d'une méthode générique est le rêve de tout mécatronicien. Dans le futur, il serait intéressant d'adapter une méthodologie mécatronique existante pour la robotique médicale.

Les perspectives immédiates à ces travaux de conception sont multiples. Pour la télé-échographie robotisée, nous avons montré l'intérêt de formaliser la synthèse de forme des corps et de dimensionnement des éléments de support pour gagner en compacité et en masse. Une optimisation simultanée incluant le dimensionnement des moto-réducteurs pourrait également être effectuée, pour les mêmes objectifs. En robotique de chirurgie mini-invasive, il serait intéressant de tenir compte des effets de gravité dans le dimensionnement des moto-réducteurs, ainsi que d'une loi de commande simplifiée.

A moyen-terme, une topologie de robot parallèle sans translation tangente à la peau permettrait de gagner en compacité globale : nous pensons que le ratio volume atteignable/compacité de la structure à 5 ddl serait moins important que le ratio du même robot avec un ddl de translation tangente en moins. De plus, les dimensions de la sonde échographique ont un impact indirect sur les collisions possibles. Une meilleure intégration de celle-ci pourrait améliorer les résultats. En robotique de chirurgie mini-invasive LESS, la recherche d'informations plus précises sur les conditions d'opération (par une analyse du geste médical) permettrait de mieux formaliser le processus de conception, pour gagner en réalisme. Il serait judicieux de connaître les distributions de vitesses et forces dans un volume de travail encore mieux modélisé. Nous pensons également que la synthèse topologique pourrait être rajoutée à la boucle d'optimisation simultanée, incluant dimensionnement des corps et dimensionnement des moto-réducteurs, sous diverses contraintes de conception réalistes. Cette perspective se situe cependant sur une question plus complexe.

Une optimisation simultanée de toute la conception d'un robot de télé-échographie est délicate, vues les nombreuses topologies possibles de centres de rotations déportés. Albassit a posé des bases concernant ces choix [AlBassit, 2005], qu'il serait intéressant de prendre en compte.

Avec ces expériences de conception, il faut remarquer qu'une conception simultanée stricte n'a pas de limites en soi, or il n'est, par exemple, pas nécessairement utile de tenir compte de la taille des composants électriques d'une carte, dans l'amélioration de la compacité du robot médical. L'adaptation d'une méthodologie de conception mécatronique qui hiérarchise les modèles de conception en fonction du degré de détail [Hehenberger *et al.*, 2010], permettrait de formaliser la conception d'un robot médical de manière réaliste.

D'autre part, il faut remarquer que nous sommes sur des problématiques qui nécessitent une évaluation pertinente du service apporté par le robot médical. L'acceptabilité du robot médical dépend de critères très subjectifs, liée au rapport entre le robot et le médecin ou le patient. Une des spécificités de la robotique médicale est la prise en compte de spécifications floues, imprécises et non connues du concepteur tout au long de la conception, issues d'une vision subjective du robot. On ne parle pas d'une légère variation dans le cahier des charges, mais quelques fois de grosses modifications. Pour pallier cela, il serait intéressant de virtualiser la conception : sur l'avis du praticien, la structure pourrait être modifiée en temps réel lors d'une utilisation du robot en conditions se rapprochant d'un environnement de GMCAO. Dans ce contexte, une conception simultanée offrirait une souplesse au dialogue concepteur/praticien/patient.

4.4 Modèle géométrique inverse de Prosit2

Pour le modèle inverse, on souhaite exprimer les variables articulaires θ_i en fonction des coordonnées généralisées ψ, θ, ϕ issues du paramétrage de la sonde avec la convention d'Euler. Pour rappel, on a (avec $cx = \cos(x)$ et $sx = \sin(x)$) :

$$\begin{aligned} R_1 &= R_{y_{01}, -\theta_0} R_{x_{11}, \theta_1} R_{y_{21}, -\beta_{1p}} R_{z_{31}, \theta_4} \\ R_2 &= R_{z_{0}, \theta_5 - \frac{\pi}{2}} R_{x_{02}, \theta_0} R_{y_{12}, \theta_2} R_{x_{22}, -\beta_{2p}} R_{z_{32}, \theta_3} \\ R_{Euler} &= \begin{pmatrix} c\psi c\phi - s\psi c\theta s\phi & -c\psi s\phi - s\psi c\theta c\phi & s\psi s\theta \\ c\psi c\theta s\phi + s\psi c\phi & c\psi c\theta c\phi - s\psi s\phi & -c\psi s\theta \\ s\theta s\phi & s\theta c\phi & c\theta \end{pmatrix} \end{aligned}$$

On pose :

$$\begin{aligned} R_{x_{11}, \theta_1} R_{y_{21}, -\beta_{1p}} R_{z_{31}, \theta_4} &= R_{Euler_1} = R_{y_{01}, -\theta_0}^{-1} R_{Euler} \\ R_{y_{12}, \theta_2} R_{x_{22}, -\beta_{2p}} R_{z_{32}, \theta_3} &= R_{Euler_2} = R_{x_{02}, \theta_0}^{-1} R_{z_{0}, \theta_5 - \frac{\pi}{2}}^{-1} R_{Euler} \end{aligned}$$

Sachant que :

$$\begin{aligned} R_{x_{11}, \theta_1} R_{y_{21}, -\beta_{1p}} R_{z_{31}, \theta_4} &= \begin{pmatrix} \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & -c\beta_{1p}s(\theta_1) \\ \dots & \dots & c\beta_{1p}c(\theta_1) \end{pmatrix} \\ R_{y_{12}, \theta_2} R_{x_{22}, -\beta_{2p}} R_{z_{32}, \theta_3} &= \begin{pmatrix} \dots & \dots & c\beta_{2p}s(\theta_2) \\ c\beta_{2p}s(\theta_3) & c\beta_{2p}c(\theta_3) & \dots \\ \dots & \dots & c\beta_{2p}c(\theta_2) \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Le modèle inverse s'écrit finalement :

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \text{atan2}(-R_{Euler_1}(2,3), R_{Euler_1}(3,3)) \\ \theta_2 &= \text{atan2}(R_{Euler_2}(1,3), R_{Euler_2}(3,3)) \\ \theta_3 &= \text{atan2}(R_{Euler_2}(2,1), R_{Euler_2}(2,2)) \end{aligned}$$

4.5 Modèles géométriques directs et inverses, jacobien des robots LESS

4.5.1 Modèles géométriques directs

4.5.1.1 Modèle géométrique direct du TylerBot

Pour le bras droit du TylerBot, on a :

$$\begin{pmatrix} PX_1 \\ PY_1 \\ PZ_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{\theta_{11}}(c_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}})) - L_{31}s_{\theta_{21}}c_{\theta_{31}} \\ s_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}}) + L_{31}c_{\theta_{21}}c_{\theta_{31}} - L_{11} \\ s_{\theta_{11}}(c_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}}) - L_{31}s_{\theta_{21}}c_{\theta_{31}}) \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

4.5.1.2 Modèle géométrique direct du JackBot

Pour le bras droit du JackBot, on a :

$$\begin{pmatrix} PX_1 \\ PY_1 \\ PZ_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{\theta_{11}}c_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}}) - L_{31}s_{\theta_{11}}c_{\theta_{31}} \\ s_{\theta_{11}}c_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}}) - L_{31}c_{\theta_{11}}c_{\theta_{31}} - L_{11} \\ s_{\theta_{21}}(L_{21} - L_{31}s_{\theta_{31}}) \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

4.5.2 Modèles géométriques inverses

4.5.2.1 Modèle géométrique inverse du TylerBot

Pour le bras droit du TylerBot :

$$\begin{pmatrix} \theta_{11} \\ \theta_{21} \\ \theta_{31} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} atan2(PZ_1, PX_1) \\ atan2(\alpha(L_{11} - \gamma L_{21}) - \beta \lambda L_{21}, \alpha L_{21} \lambda + \beta(L_{11} - L_{21} \gamma)) \\ atan2((L_{21}^2 - \alpha^2 - \beta^2 + L_{11}^2)/(2L_{11}), \pm \sqrt{\alpha^2 + \beta^2 - L_{11}^2 + 2\gamma L_{11}L_{21} - \gamma^2 L_{21}^2}) \end{pmatrix}$$

$$\alpha = PZ_1 - L_{11}, \quad \beta = -PZ_1 s_{\theta_{11}} + PX_1 c_{\theta_{11}}, \quad \gamma = \frac{L_{31}^2 - \alpha^2 - \beta^2 + L_{11}^2}{2L_{11}L_{31}}$$

$$\lambda = \sqrt{\frac{\alpha^2 + \beta^2 - L_{31}^2 + 2\gamma L_{31}L_{11} - \gamma^2 L_{31}^2}{L_{31}^2}}$$

4.5.2.2 Modèle géométrique inverse du JackBot

Pour le bras droit du JackBot :

$$\begin{pmatrix} \theta_{11} \\ \theta_{21} \\ \theta_{31} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2atan2(PY_1 + L_{11} \pm \sqrt{PY_1^2 + (L_{11} + PY_1)^2 - e_1}, PX_1 + \sqrt{e_1}) \\ atan2(PZ_1, c_{\theta_{11}}PX_1 + s_{\theta_{11}}(PY_1 + L_{11})) \\ 2atan2(L_{21} - c_{\theta_{21}}(c_{\theta_{11}}PX_1 + s_{\theta_{11}}(PY_1 + L_{11}) - s_{\theta_{21}}PZ_1), s_{\theta_{11}}PX_1 + c_{\theta_{11}}(PY_1 + L_{11})) \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned}
e_1 &= d_1^2 - PZ_1^2 \\
d_1 &= \frac{1}{2}(L_{21} - \frac{L_{31}^2}{L_{21}} + \frac{PX_1^2 + (L_{11} - PY_1)^2 + PZ_1^2}{L_{21}})
\end{aligned} \tag{4.12}$$

4.5.3 Jacobiennes

4.5.3.1 Jacobienne du TylerBot

Pour le bras droit du TylerBot, nous avons :

$$J_1 = \begin{pmatrix} s_{\theta_{11}}(L_{31}s_{\theta_{21}-\theta_{31}} - L_{21}c_{\theta_{21}}) & -c_{\theta_{11}}(L_{31}c_{\theta_{21}+\theta_{31}} - L_{21}s_{\theta_{21}}) & -L_{31}c_{\theta_{11}}c_{\theta_{21}+\theta_{31}} \\ 0 & -L_{31}s_{\theta_{21}+\theta_{31}} + L_{21}c_{\theta_{21}} & -L_{31}s_{\theta_{21}+\theta_{31}} \\ c_{\theta_{11}}(-L_{31}s_{\theta_{21}+\theta_{31}} + L_{21}c_{\theta_{21}}) & -s_{\theta_{11}}(L_{31}c_{\theta_{21}-\theta_{31}} + L_{21}s_{\theta_{21}}) & -L_{31}s_{\theta_{11}}c_{\theta_{21}+\theta_{31}} \end{pmatrix} \tag{4.13}$$

4.5.3.2 Jacobienne du JackBot

Pour le bras droit du JackBot, nous avons :

$$J_1 = [J_1(1) \ J_1(2) \ J_1(3)] \tag{4.14}$$

$$J_1(1) = \begin{pmatrix} -L_{31}(c_{\theta_{11}}c_{\theta_{31}} - c_{\theta_{21}}s_{\theta_{11}}s_{\theta_{31}}) - L_{21}c_{\theta_{21}}s_{\theta_{11}} \\ -L_{31}(s_{\theta_{11}}c_{\theta_{31}} + c_{\theta_{21}}c_{\theta_{11}}s_{\theta_{31}}) + L_{21}c_{\theta_{21}}c_{\theta_{11}} \\ 0 \end{pmatrix} \tag{4.15}$$

$$J_1(2) = \begin{pmatrix} -c_{\theta_{11}}(L_{21}s_{\theta_{21}} - L_{31}s_{\theta_{21}}s_{\theta_{31}}) \\ -s_{\theta_{11}}(L_{21}s_{\theta_{21}} - L_{31}s_{\theta_{31}}s_{\theta_{21}}) \\ L_{21}c_{\theta_{21}} - L_{31}c_{\theta_{21}}s_{\theta_{31}} \end{pmatrix} \tag{4.16}$$

$$J_1(3) = \begin{pmatrix} -L_{31}(c_{\theta_{11}}c_{\theta_{21}}c_{\theta_{31}} - s_{\theta_{11}}s_{\theta_{31}}) \\ -L_{31}(s_{\theta_{11}}s_{\theta_{31}} + s_{\theta_{11}}c_{\theta_{31}}c_{\theta_{21}}) \\ -L_{31}c_{\theta_{31}}s_{\theta_{21}} \end{pmatrix} \tag{4.17}$$

Bibliographie

AdEchoTech. URL <http://www.adechotech.fr/>.

AdEchoTech2. URL <http://adechotech.fr/news-sur-echographie-a-distance-suite1>.

AlBassit, L. 2005, *Structures mécaniques à modules sphériques optimisées pour un robot médical de télé-échographie mobile*, Thèse de doctorat, Université d'Orléans.

Angeles, J. et F. Park. 2008, *Handbook of robotics, Performance evaluation and design criteria*, chap. Chapitre 10, Springer, p. 229–244.

AxilumRobotics. URL <http://www.axilumrobotics.com/>.

Bachta, W. 2008, *Chirurgie cardiaque à coeur battant : conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif*, Thèse de doctorat, Université de Strasbourg.

Bai, S. 2010, «Optimum design of spherical parallel manipulators for a prescribed workspace», *Mechanism and Machine Theory*, vol. 45, p. 200–211.

Beasley, R. 2012, «Medical robots : Current systems and research directions», *Journal of Robotics*, vol. 2012.

Bekey, G. et J. Yuh. 2008, «The status of robotics report on the wtec international study : Part ii», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.

Bettebghor, D. 2010, «Optimisation multiniveau de structures aéronautiques», *Onera, Journée des Thèses*.

Briot, S., A. Pashkevich et D. Chablat. 2010, «Optimal technology-oriented design of parallel robots for high-speed machining applications», in *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, p. 1155–1161.

Camberlin, C., A. Senn, M. Leys et D. Laet. 2009, «Chirurgie assistée par robot : health technology assessment», *Centre fédéral d'expertise des soins de santé belge*.

- Cassier, J. 2010, *Argumentation et conception collaborative de produits industriels*, Thèse de doctorat, Université de Grenoble.
- Chablat, D. et P. Wenger. 2003, «Architecture optimization of a 3-dof translational parallel mechanism for machining applications, the orthoglide», *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, p. 403–410.
- Challacombe, B., L. Kavoussi et P. Dasgupta. 2003, «Trans-oceanic telerobotic surgery.», *BJU International*, vol. 92, p. 678–680.
- Chedmail, P., E. Dombre et P. Wenger. 1998, *La CAO en robotique, outils et méthodologies*, Hermes.
- Clément, J. 2009, *Optimisation multidisciplinaire : étude théorique et application à la conception des avions en phase d'avant projet*, Thèse de doctorat, Université de Toulouse.
- Courreges, F. 2003, *Contributions à la conception et commande de robots de télé-échographie*, Thèse de doctorat, Université d'Orléans.
- Decreuse, C. et D. Feschotte. 1998, «Ingénierie simultanée», *Techniques de l'ingénieur*. Base documentaire Génie industriel, thème Conception et production, univers Stratégie de conception pour l'innovation.
- Denavit, J. et R. Hartenberg. 1955, «A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices», *Trans. of the ASME. Journal of Applied Mechanics*, vol. 22, p. 215–221.
- Devalan, P. 2010, «Introduction à la mécatronique», *Techniques de l'ingénieur*. Base documentaire Mécatronique, thème Métier : responsable bureau d'étude/conception, univers Génie industriel.
- Devalan, P. et J. Deplace. 2010, «Conception collaborative des systèmes et composants mécaniques», *Techniques de l'ingénieur*. Base documentaire Mécanique, thème Fonctions et composants mécaniques, univers Généralité et conceptions des systèmes mécaniques.
- Dieter, G. et L. Schmidt. 2009, *Engineering Design*, Mc Graw - Hill International Edition.
- DLRMiroSurge. URL http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3835/6288_read-9047/.
- Drouin, C., S. Miossec, C. Nelson et G. Poisson. 2013a, «Optimization of kinetostatic performances and compactness of an in vivo serial robot for minimally invasive surgery», *Congrès Français de Mécanique*.
- Drouin, C., S. Miossec, G. Poisson et L. Nouaille. 2011, «Comparaison des performances de deux robots sphériques à architecture sérielle et parallèle selon des critères géométriques et cinématiques», *Congrès Français de Mécanique*.
- Drouin, C., A. Pourghodrat, S. Miossec, G. Poisson et C. Nelson. 2013b, «Dimensional optimization of a two-arm serial robot for single-site surgery operations», *International Design Engineering Technical Conference*.

- Dumpert, J., N. Wood, L. Redden, A. Visty, S. Farritor, B. Varnell, D. Oleynikov et A. Lehman. 2009, «Natural orifice cholecystectomy using a miniature robot», *Surgical Endoscopy*, vol. 23, p. 260–266.
- Ficarra, V., G. Novara, S. Fracalanza, C. D’Elia, S. Secco, M. Lafrate, S. Cavalleri et W. Artibani. 2009, «A prospective, non-randomized trial comparing robot-assisted laparoscopic and retropubic radical prostatectomy in one european institution», *BJU International*, vol. 104, n° 4, doi :10.1111/j.1464-410X.2009.08419.x, p. 534–539, ISSN 1464-410X. URL <http://dx.doi.org/10.1111/j.1464-410X.2009.08419.x>.
- Fichtinger, G., P. Kazanzides, A. M. Okamura, G. D. Hager, L. L. Whitcomb et R. H. Taylor. 2008, «Surgical and interventional robotics : Part ii, surgical cad-cam systems», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.
- Forgione, A. 2010, «In vivo miniature robots for natural orifice surgery : State of the art and future perspectives», *World Journal of Gastrointestinal Surgery*, vol. 2, p. 217–223.
- Garcia, E., M. Jimenez, P. Santos et M. Armada. 2007, «The evolution of robotics research», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.
- GMCAO. URL <http://www-timc.imag.fr/rubrique9.html>.
- Goodalla, R. et W. Kortum. 2002, «Mechatronic developments for railwayvehicles of the future», *Control Engineering Practice*, vol. 10, p. 887–898.
- Gosselin, C. 1985, *Kinematic analysis, optimization and programming of parallel robotic manipulators*, Thèse de doctorat, McGill University.
- Gosselin, C. et J. Angeles. 1989, «The optimum design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator», *Journal of Mechanisms, Transmissions and Automation in Design*, vol. 111, p. 202–207.
- Gourdon, A., P. Poignet, G. Poisson, P. Vieyres et P. Marché. 1999, «A new robotic mechanism for medical application», in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent*.
- Gres, S. 2002, «Approche pour la conception de systèmes complexes», *Techniques de l’ingénieur*. Base documentaire Théorie et management des systèmes complexes, thème Management industriel mécaniques, univers Génie industriel.
- Hager, G., A. Okamura, P. Kazanzides, L. Whitcomb, G. Fichtinger et R. Taylor. 2008, «Surgical and interventional robotics : Part iii, surgical assistance systems», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.
- Hawks, J. 2010, *Improved mobile wireless in vivo surgical robots : Modular design, experimental results, and analysis*, Thèse de doctorat, University of Nebraska-Lincoln.
- Hehenberger, P., F. Poltschak, K. Zeman et W. Amrhein. 2010, «Hierarchical design models in the mechatronic product development process of synchronous machines», *Mechatronics*, p. 864–875.
- IntuitiveSurgical. URL <http://www.intuitivesurgical.com/company/profile.html>.

- Kanade, T., B. Davies et C. Riviere. 2006, «Special issue on medical robotics», *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, p. 1652–1664.
- Kaouk, J., R. Autorino, L. Humberto, S. Hillyer, R. Yakoubi, I. W., K. A., R. E. et S. R. 2012, «Robotic single-site kidney surgery : Evaluation of second-generation instruments in a cadaver model», *Journal of Urology*, vol. 79, p. 975–9.
- Kaouk, J., R. Goel, G. Haber, S. Crouzet et R. Stein. 2009, «Robotic single-port transumbilical surgery in humans : initial report», *BJU international*, vol. 103, p. 366–9.
- Kazanzides, P. 2009, «Safety design for medical robots», *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*.
- Kazanzides, P., G. Fichtinger, G. Hager, A. Okamura, L. Whitcomb et R. Taylor. 2008, «Surgical and interventional robotics, core concepts, technology, and design», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.
- Ketchel, J. et P. Larochelle. 2008, «Self-collision detection in spatial closed chains», *Journal of Mechanical Design*, vol. 130.
- Khalil, W. et E. Dombre. 1999, *Modélisation, identification et commande des robots*, Hermes.
- Khalil, W. et J. Kleinfinger. 1986, «A new geometric notation for open and closed-loop robots», in *Robotics and Automation. Proceedings. 1986 IEEE International Conference on*, vol. 3, p. 1174–1179.
- Kroo, I. 2004, «Distributed multidisciplinary design and collaborative optimization», *VKI Lecture series on Optimization Methods & Tools for Multicriteria/Multidisciplinary Design*.
- Kurtz, R. et V. Hayward. 1992, «Multiple-goal kinematic optimization of a parallel spherical mechanism with actuator redundancy», *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 8, p. 644–651.
- Kwoh, Y., J. Hou, E. Jonckheere et S. Hayall. 1988, «A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery», *IEEE Trans. Biomed. Engng*, vol. 35, p. 153–161.
- Lehman, A., J. Dumpert, N. Wood, L. Redden, A. Visty, S. Farritor, B. Varnell et D. Oleynikov. 2009, «Natural orifice cholecystectomy using a miniature robot», *Journal of Surgical Endoscopy*, vol. 23, p. 260–6.
- Lehman, A., N. Wood, S. Farritor, M. Goede et D. Oleynikov. 2011, «Dexterous miniature robot for adavanced minimally invasive surgery», *Surgical Endoscopy*, vol. 25, p. 119–123.
- LePoint2011. 2011, «La chirurgie robotique se développe lentement en france», .
- LESSno1. URL http://duooxfordshire.org.uk/infosheets/infosheet_laparoscopickidneyreconstruct.html.
- LESSno2. URL <http://www.less-surgery.eu/>.
- LESSno3. URL <http://www.ideasforsurgery.com>.

- Liu, X., Z. Jin et F. Gao. 2000, «Optimum design of 3-dof spherical parallel manipulators with respect to the conditioning and stiffness indices», *Mechanism and Machine Theory*, vol. 35, p. 1257–1267.
- Lou, Y., G. Liu et Z. Li. 2007, «Randomized optimal design of parallel manipulators», *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*.
- Mako. URL <http://www.makosurgical.com/physicians/products/rio>.
- Manoel, G., R. Almino et C. Josemberg. 2009, «Single port laparoscopic access surgery», *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 11, p. 84–93.
- Masuda, K., E. Kimura, N. Tateishi et K. Ishihara. 2001, «Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for teleechography system», *Proceedings of International Conference of the IEEE Intelligent Robots and Systems IROS*, p. 1112–1116.
- Maurin, B., C. Doignon, J. Gangloff, B. Bayle, M. De Mathelin, O. Piccin et A. Gangi. 2005, «Ctbot : A stereotactic-guided robotic assistant for percutaneous procedures of the abdomen», *Mechanics and Industry*.
- McCormick, R. 2011, *Six degree of freedom miniature in vivo robot for laparoendoscopic single-site surgery* (<http://digitalcommons.unl.edu/mechengdiss/24/>), Thèse, University of Nebraska-Lincoln.
- MedTech. URL <http://medtech.fr/fr/rosa>.
- Merlet, J. 1997, «Designing a parallel manipulator for a specific workspace», *International Journal of Robotics Research*, vol. 16, p. 545–556.
- Merlet, J. 2006, «Jacobian, manipulability, condition number, and accuracy of parallel robots», *Journal of Mechanical Design*, vol. 128, p. 199–206.
- Michelin. URL <http://www.clean-auto.com/>.
- Miossec, S. et L. Nouaille. 2011, «Structural link optimization of an echography robot», *IFTToMM*.
- Mitsuishi, M., S. Warisawa, T. Tsuda, T. Higuchi, N. Koizumi, H. Hashizume, K. Fujiwara, S. Warisawa, T. Tsuda, T. Higuchi, N. Koizumi, H. Hashizume et K. Fujiwara. 2001, «Remote ultrasound diagnostic system», in *Int. Conf. Robotics and Automation*.
- Mondry, J. 2012, *Design and Development of a Four Degree of Freedom In Vivo Surgical Robot for Laparoendoscopic Single-Site Surgery*, Thèse, University of Nebraska-Lincoln.
- Najafi, F. et N. Sepehri. 2008, «A novel hand-controller for remote ultrasound imaging», *Mechatronics*, vol. 18, p. 578–590.
- Najafi, F. et N. Sepehri. 2011, «A robotic wrist for remote ultrasound imaging», *Mechanism and Machine Theory*.
- Nassef, M. et L. Lepanto. 2010, «La chirurgie assistée par robot da vinci en gynécologie oncologique», *Direction de l'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé*.
- Nayelli, S. 2010, *Optimisation d'un robot de télé*, Thèse, INSA Rennes.

- Nouaille, L. 2009, *Démarche de conception de robots médicaux-Application à un robot de télé-échographie*, Thèse de doctorat, Université d'Orléans.
- Nouaille, L., N. Smith-Guérin, G. Poisson et P. Arbeille. 2010, «Optimization of a 4 dof tele-echography robot», in *International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Okamura, A., M. Mataric et H. Christensen. 2010, «Medical and health-care robotics, achievements and opportunities», *IEEE Robotics & Automation Magazine*.
- Penas, O., R. Plateaux, J. Choley, H. Kadima, T. Soriano, C. Combastel et A. Riviere. 2011, «Conception mécatronique - vers un processus continu de conception mécatronique intégrée», *Techniques de l'ingénieur*. Base documentaire Mécatronique, thème Métier : responsable d'étude et conception, univers Génie industriel.
- Pettersson, M. 2008, *Design Optimization in Industrial Robotics, Methods and Algorithms for Drive Train Design*, Thèse, Université de Linköping.
- Piccigallo, M., U. Scarfogliero, C. Quaglia et G. Petroni. 2010, «Design of a novel bimanual robotic system for single-port laparoscopy», *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 15, p. 871–878.
- Pourghodrat, A., C. Nelson et J. Midday. 2011, «Pneumatic miniature robot for laparoendoscopic single incision surgery», *International Design Engineering Technical Conference*.
- Qi, C., X. Zhao, Z. L. Jin, X. Zhang, C. Ma et F. Gao. 2011, «Workspace of a 3-rrps parallel robot leg with a constant orientation», in *13th World Congress in Mechanism and Machine Science*.
- Renaud, P. 2011, «Apport de la mécatronique pour la robotique médicale», Habilitation à diriger des recherches.
- Rentschler, M., A. Hadzialic, J. Dumpert, S. Platt, S. Farritor et D. Oleynikov. 2004, «In vivo robots for laparoscopic surgery», *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 98, p. 316–322.
- Roos, F. 2007, *Towards a methodology for integrated design of mechatronic servo systems*, Thèse de doctorat, KTH Industriel Engineering and Management.
- Rubbert, L., P. Renaud, S. Caro et J. Gangloff. 2013, «Design of a compensation mechanism for an active cardiac stabilizer based on an assembly of planar compliant mechanisms», *Congrès Français de Mécanique*.
- Salcudean, S., W. Zhun, P. Abolmaesumi, S. Bachmann et P. Lawrence. 1999, «A robot system for medical ultrasound», in *9th International Symposium of Robotics Research (ISRR 99), Snowbird*.
- Sallé, D. 2004, *Conception Optimale d'Instruments Robotisés à Haut Mobilités pour la Chirurgie Mini-Invasive*, Thèse de doctorat, Université Paris-VI.
- ScienceEtVie. 2009, *Le siècle des robots*, 247, Science & Vie.

- SNR. URL <http://www.conbear.com/files/content.php?sec=products&sec2=bearings&sec3=snr>.
- SouthSideObGyn. URL <http://www.southsideobgyn.com/services/gynecologic-surgery>.
- Stock, M. et K. Miller. 2003, «Optimal kinematic design of spatial parallel manipulators : application to linear delta robot», *Journal of Mechanical Design*, vol. 125, p. 292–301.
- Szewczyk, J. 2010, «Conception de systèmes dextres robotisés pour la chirurgie minimalement invasive», Habilitation à diriger des recherches.
- Taylor, R. 2006, «A perspective on medical robotics», *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, p. 9.
- Taylor, R., B. Mittelstadt, H. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J. Zuhars, B. Williamson, B. Mu-sits, E. Glassman et W. Bargar. 1994, «An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery», *IEEE Trans. Robot. Automat.*, vol. 10.
- Taylor, R. et D. Stoianovici. 2003, «Medical robotics in computer-integrated surgery», *IEEE Transactions on robotics and automation*, vol. 19.
- Troccaz, J. 2009, «Handbook of automation, chapitre "computer and robot-assisted medical interventions», *Springer*.
- Troccaz, J. 2012, *Robotique médicale*, Hermes Science Publications.
- Vilchis, A. 2001, «Ter : A system for robotic tele-echography», *Springer Verlag*, vol. 2208, p. 326–334.
- Wang, Y., S. Butner et A. Darzi. 2006, «The developing market for medical robotics», *Proceedings of the IEEE*.
- Wortman, T. 2011, *Design, analysis, and testing of in vivo surgical robots*, Thèse, University of Nebraska - Lincoln.
- Wortman, T., K. Strabala, A. Lehman, S. Farritor et D. Oleynikov. 2011, «Laparoendoscopic single-site surgery using a multi-functional miniature in vivo robot», *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 7, p. 17–21.
- Yoshikawa, T. 1985, «Manipulability of robotic mechanisms», *Intenational Journal of Robotics Research*, vol. 4, p. 3–9.
- Zhang, X. et C. Nelson. 2011, «Multiple-criteria kinematic optimization for the design of spherical serial mechanisms using genetic algorithms», *Journal of Mechanical Design*, vol. 133.

Christophe DROUIN

Contribution à une conception appropriée de robots médicaux – vers une démarche mécatronique

Résumé :

Dans cette thèse, nous apportons la contribution à la conception de robots médicaux, en proposant une démarche de conception simultanée de la structure mécanique du robot. Par opposition à une vision séquentielle naturelle de la conception, la formalisation du processus créatif permet une simultanéité, ouvrant la voie à des structures innovantes dédiées : en robotique médicale, faible masse et faible compacité de la structure mécanique sont souvent recherchées. A partir d'un descriptif de démarches existantes, nous effectuons la conception d'un robot de télé-échographie et d'un robot de chirurgie mini-invasive. Pour les deux applications, de fortes contraintes sont présentes. En télé-échographie, la portabilité est très recherchée, requérant une faible compacité. Pour la chirurgie mini-invasive, les moto-réducteurs du robot *in vivo* doivent être dimensionnés au plus juste. Ici, nous avons formalisé l'amélioration de la compacité d'une structure parallèle pour la télé-échographie. Les résultats montrent une amélioration de la compacité de l'ordre de 5%. Dans le même esprit, nous avons formalisé la synthèse dimensionnelle de deux robots 2R-R-R de chirurgie mini-invasive *in vivo*. Nous réalisons l'optimisation simultanée entre le dimensionnement des moto-réducteurs et des longueurs des corps pour tendre vers une simultanéité totale du processus créatif, ce qui nous permet d'améliorer les performances en termes de force et vitesse à l'effecteur. Ces expériences de conception montrent les limites à une simultanéité stricte. Nous indiquons le besoin d'adapter outils et méthodes de conception mécatronique pour une simultanéité en conception robotique tenant compte de l'aspect imparfait du processus créatif.

Mots clés : robotique médicale, conception mécatronique, démarche de conception, structures parallèles, synthèse dimensionnelle, télé-échographie, chirurgie mini-invasive, optimisation multi-critères.

Contribution to an appropriate design of medical robots - towards a mechatronic approach

Abstract:

In this thesis, we propose a contribution to the design of medical robots, by offering a concurrent design or simultaneous approach. As opposed to a natural sequential view of the design process, the formalization of the creative process allows simultaneity, paving the way for innovative structures, dedicated: in the medical robotic field, low mass and low compactness of the mechanical structure are often sought. From a description of existing approaches, we design a tele-ultrasound robot and a minimally invasive surgery robot. For both applications, high physical integration is required. For tele-ultrasound robots, portability is highly sought, requiring low compactness. For minimally invasive surgery, geared motors of the *in vivo* robot must be sized correctly. Here, we formalized the improvement of compactness of an existing parallel structure for remote ultrasound application. The results show an improvement of compactness of around 5%. In the same way, we formalize the dimensional synthesis of two robots 2R-R-R for *in vivo* minimally invasive surgery. The results show the under-sizing of some actuators. We perform simultaneous optimization between the design of geared motors and lengths of the body of a robot 2R-R-R, tendering towards full simultaneity of the creative process, allowing to improve minimal force and velocity at the end-effector of the robot. These experiments of design show limits to a strict simultaneity. We indicate the need to adapt the tools and methods of mechatronic design for simultaneous robotics design, taking into account the imperfect aspect of the creative process.

Keywords: medical robotics, mechatronic design, process design, parallel structures, dimensional synthesis, tele-ultrasound application, minimally invasive surgery, multi-criteria optimization.



Laboratoire PRISME –
Bâtiment recherche – 63, av. de Lattre de Tassigny
- 18020 Bourges Cedex



